

Die Schalenendoprothese des Hüftgelenkes

Tierexperimentelle Untersuchungen
mit der Schalenalloarthroplastik
nach WAGNER

Matthias Löppert

*Dessau/Anklam
1906*

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Universität München
Direktor: Prof. Dr. M. Jäger

Die Schalenendoprothese des Hüftgelenkes -
Tierexperimentelle Untersuchungen
mit der Schalenalloarthroplastik nach WAGNER

Inaugural Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Matthias Löppert
aus
München

München 1984

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

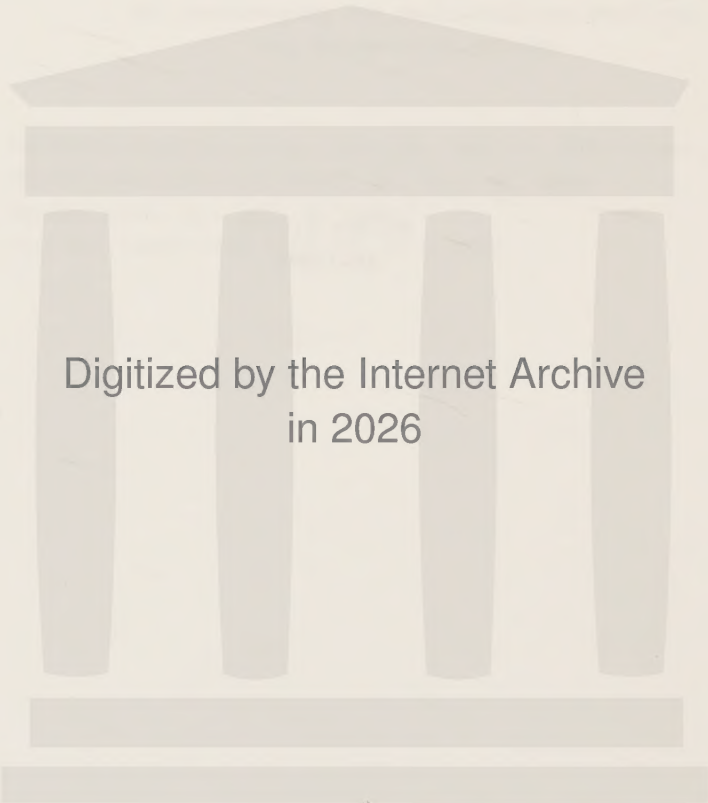
Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. W. Pförringer

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. M. Jäger

Dekan: Prof. Dr. med. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 12.3.1985

Meinen Eltern
gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

INHALTSVERZEICHNIS

I. Einleitung

II. Problemstellung

III. Eigene Untersuchungen

1. Material und Methodik
2. Ergebnisse
 - 2.1. Klinische Verlaufsbeobachtung
 - 2.2. Radiologische Auswertung
 - 2.3. Histopathologische Beobachtungen

IV. Diskussion

1. Problematik und Fehlerquellen
2. Beurteilung der Ergebnisse
3. Kritische Anmerkung zur Wertung der Ergebnisse
4. Klinische Erfahrungen im Vergleich
5. Schlußbemerkung

V. Zusammenfassung

VI. Literaturnachweis

VII. Anhang

- Danksagung
- Lebenslauf

I. Einleitung

Der künstliche Gelenkersatz ist in den letzten Jahren ein wichtiger Bestandteil der operativen orthopädischen wie chirurgischen Therapie geworden, und seine Entwicklung ist noch längst nicht abgeschlossen (70, 98).

Stellte in den Jahren vor dem 2. Weltkrieg die Hüftarthrodese noch die Therapie der Wahl bei der Coxarthrose dar (55), so setzte 1939 SMITH-PETERSEN (95) mit seiner "Cup-Arthroplasty" neue Dimensionen. Das Bestreben, die schmerzfreie Beweglichkeit des Hüftgelenkes zu erhalten, schob sich in den Vordergrund therapeutischen Denkens. Doch trotz der anfänglichen Erfolge mit der Kappenplastik, die ohne feste Verankerung i.S.e. Interpositionsmulde auf den Hüftkopf aufgebracht wurde, erfolgte ein Rückzug auf die versteifende Operation in den Jahren bis 1960 (94).

Einerseits bestand der Grund in einer unbefriedigenden symptomatischen Beschwerdefreiheit, hauptsächlich auf Grund von Knochendestruktionen, die bei Belastung durch Aneinanderreiben von Hüftkopf und Acetabulum an die lose dazwischensliegende Kappe entstanden, andererseits in der noch ungeklärten Materialfrage.

Schon 1923 hatte SMITH-PETERSEN versucht, die arthrotische Hüfte durch eine Interpositionsmulde aus Glas zu versorgen (96). Dieses Material erwies sich als unbrauchbar, und er ersetzte es 1939 durch eine biokompatible Legierung aus Kobalt, Chrom und Molybdän (95, 96).

Der Mangel an diesem Material nach dem 2. Weltkrieg führte in Deutschland zur Implantation eines Cups aus V4A-Stahl durch POHL oder aus Plexigum und Plexiglas (MAX LANGE) (56). Auch spätere Versuche mit Implantaten, teils aus Vitallium, teils aus Kunststoffen, konnten nicht die therapeutische Bedeutung der Arthrodese erreichen. Angeführt seien in diesem

Zusammenhang die pilzförmigen Polyacryl-Endoprothesen der Gebrüder JUDET (51) von 1950, die i.S.e. Hemialloarthroplastik als stabilisierter Gelenkpartner in Femurschaft verankert durch Prothesenbrüche, Fremdkörperreaktionen und vor allem Auslockerungen durch biomechanisch bedingte Anpassungsstörungen zunächst größtenteils zu Mißerfolgen wurden (66).

Fortschritte auf dem Wege der Hüftprothetik brachte schließlich die Schaffung von Langschaftprothesen: zu nennen sind hierzu MERLE D'AUBIGNE (63) 1954 in Frankreich, LANGE (55) 1951 und RETTIG (86) 1952 in Deutschland, sowie MOORE (69) 1959 und THOMPSON (100) 1966 in den USA. Doch auch hier stellten sich Mißerfolge ein in Form von Lockerungserscheinungen und sekundären Veränderungen an der in ihrer Nativform belassenen Hüftpfanne, hingehend bis zu Protrusionen ins kleine Becken.

Der entscheidende Durchbruch kam erst mit der Entwicklung der Totalendoprothese, d. h. mit dem gleichzeitigen Ersatz von Hüftkopf und -pfanne. Für diese Entwicklung leisteten JOHN CHARNLEY in Großbritannien und MAURICE E. MÜLLER in der Schweiz (9, 10 bzw. 71, 72) die entscheidende Pionierarbeit, sie erprobten als geeigneten Gelenkpartner gegenüber dem metallischen Kopf-Hals-Teil eine Pfanne aus hochverdichtetem Polyäthylen.

Daneben erscheint erwähnenswert als Alternativkonstruktion ohne Zukunft die Schaffung einer Totalendoprothese unter Verwendung gleicher Metallegierungen für Kopf und Pfanne von MC KEE und FARRAR 1966 (60).

Die Lösung der Stabilität der Verankerung - und somit die Beseitigung des vermeintlich größten und letzten Problems in der Totalendoprothetik - fand CHARNLEY 1960 (9, 12, 13) in Form des PMMA, des Knochenzementes.

Die anfänglichen, spektakulären Erfolge dieser Methode führten dazu, daß das Prinzip der Arthroplastik durch reinen

Gelenkflächenersatz zunächst nicht weitergeführt wurde. Doch das Vertrauen in die Dauerhaftigkeit der mittels Knochenzement implantierten Totalendoprothesen wurde durch Spätkomplikationen erschüttert: Lockerungen, Schaftbrüche und Spätinfektionen traten gehäuft auf. Weiterhin bestehen dauernde Schwierigkeiten in der adäquaten Revision solcher Komplikationen. Der Ruf nach neuen Biomaterialien und Veränderungen im Prothesendesign war, bzw. ist noch heute verständig (42, 67, 70, 87, 113).

Untersuchungen der morphologischen Anpassungsvorgänge des Gewebes als Reizantwort auf die Implantation von Endoprothesen wurden angestellt (14, 48, 54, 98, 106, 116) und die Rolle des Knochenzementes als potentiell verantwortlichen Träger der Lockerungs- und Infektanfälligkeit untersucht (5, 12, 13, 15, 16, 20, 29, 40, 48, 57, 74, 98). Doch das Problem der Nachoperation stellt sich nach wie vor zwangsläufig, trotz aller Weiterentwicklung von Material und Form der Prothesen und verbesserten Operationsmethoden und -bedingungen (45), sowie die Entwicklung zementfrei implantierbarer Endoprothesen (70).

Solange es nicht möglich sein wird, daß eines dieser Modelle die bisherigen Grenzen physikalischer Stabilisierung in Richtung auf einen echten biochemischen, d. h. molekularen Verbund mit der organischen Knochenmatrix überschreitet, solange uns nur die Prothesenimplantation herkömmlicher Art nach MÜLLER-CHARNLEY unter Verwendung einer nur dünnen Zementschicht bei richtiger Auswahl von Prothesentyp und -größe und peinlichst genauer und reproduzierbarer operativer Verfahren vorerst zufriedenstellende Langzeitergebnisse bei mittlerweile fast zwanzigjähriger Erfahrung bieten kann, solange werden sich klinische wie experimentelle Bestrebungen unterschiedlichster Richtungen für eine Weiterentwicklung stark machen.

Für eben Gesagtes gilt, daß zu Beginn der siebziger Jahre der Gedanke der Kappenarthroplastik eine Wiedergeburt erfuhr.

GERARD implantierte 1970 eine modifizierte Interpositionsplastik ähnlich der SMITH-PETERSENS, wobei er zwei frei gegeneinander und gegen den Knochen bewegliche Doppelschalen verwendete (37, 38).

Seit 1971 gebraucht TRENTANI eine einzementierte Plastik aus Polyäthylen und Metall (102), wobei er ebenso wie PALTRINIERI (75) und FURUYA (36) für den Hüftkopfüberzug Metallkappen mit einem flanschartigen Kragen verwendet, der auf den Schenkelhals übergreift und dadurch einen relativ großen Knochenanteil umschließt.

1972 implantierte FREEMAN nach zweijähriger experimenteller Forschungsarbeit erstmals die sog. ICLH (Imperial College London Hospital)-Prothese. Im Laufe der darauffolgenden Jahre entwickelte er in einer Reihe von Modifikationen eine zementfixierte Doppelschalen-Prothese, bei der der Hüftkopf zu einem Zylinder aus kräftigem, blutendem Knochen geschnitten wird, in dem die druckbelasteten Trajektorien laufen und der in der Achse der resultierenden aller auf das Hüftgelenk einwirkenden Kräfte liegt (31, 32, 34).

Seit diesen Jahren befinden sich ungefähr zwölf verschiedene Abwandlungen in unterschiedlich langem klinischen Gebrauch: AOKI (4), AMSTUTZ e.a. (2, 3), CAPELLO e.a. (8), FREEMAN e.a. (30, 31, 32, 33, 34), FURUYA e.a. (36), GERARD (37, 38), NISHIO e.a. (73), PALTRINIERI (75), SALZER e.a. (91), TANAKA (99), TRENTANI (102), WAGNER (107, 108, 109, 111, 112), in jüngerer Zeit noch WEIGAND, TILLMANN (101) und RUSDEA e. a. (89, 90).

Der Unterschied in den einzelnen Methoden besteht im grundsätzlichen darin, wieviel Knorpel- und Knochengewebe vom Hüftkopf und Schenkelhals reseziert werden muß, bzw. ob zementfrei oder -fixiert implantiert wird.

So gebraucht GERARD weiterhin einen zementfrei implantierten Hüftkopf aus Metall (38), SALZER und Mitarbeiter verwenden

eine hüftkopfbedeckende Schale aus Keramik (Aluminiumoxid), die so konstruiert ist, daß nach zementfreier Implantation Knochen zur Stabilisierung einwachsen kann (91).

RUSDEA entwickelte auf biomechanische Untersuchungen aufbauend eine tripolare Schalenprothese: sie kann wahlweise zementfrei oder zementfixiert implantiert werden. Außerdem ist sie mit einem Dämpfungssystem ausgestattet, das Druckkräfte auf den Knochen reduzieren soll (89, 90).

Die übrigen Beschreiber verwenden Acrylat-Zement zur Fixation einer Pfanne aus Polyäthylen und einer hüftkopfbedeckenden Kappe aus einer Legierung von Kobalt, Chrom und Molybdän, bzw. Titan. Seit 6 Jahren verwendet WAGNER eine Keramikhüftkopfschale (112), nachdem auch er zunächst o.g. Materialkombination in den Anfangsjahren nach 1974 erprobt hatte.

Es dürften bis heute wohl weit über 10.000 (1) dieser Doppelschalenprothesen implantiert worden sein, in einer groß angelegten Sammel-Studie der AESCULAP-Werke AG konnten bis 1980 bereits 1614 implantierte Schalenprothesen ausgewertet werden, wobei hinzuzufügen ist, daß in den Folgejahren wegen zahlreicher Komplikationen die Indikationen mit weitaus größerer Zurückhaltung gestellt wurden (105). WAGNER selbst übersah bis 1979 (109) bereits an die 700 Fälle, heute - nach 8jähriger Erfahrungszeit - dürften es etliche mehr sein (112). Er begann mit seinen klinischen Arbeiten 1974 (107). Seine Prothese beläßt durch sparsamen Ersatz von Pfanne und Hüftkopf, wobei nur geringe Mengen fixierenden Knochenzementes eingebracht werden dürfen, die anatomischen Strukturen des Hüftgelenks und seiner biomechanischen Funktionen in einem höchstmöglichen Maße. Diese Prothese entspricht in ihren Dimensionen der Ausdehnung des natürlichen Gelenkknorpels, so daß - im Gegensatz zu FREEMAN beispielsweise - möglichst wenig Knochengewebe vom Fremdkörper umschlossen wird (108).

In der mehr als 8jährigen Erfahrung ergaben sich eine Reihe von Erkenntnissen, die bei der heutigen Technik des Vefahrens

Berücksichtigung finden: Einführung einer Kopfschale aus Keramik statt Metall, Erhöhung der Reißfestigkeit des Zementes durch eine Metallarmierung der Pfannenschalen, Verkleinerung der Hemisphären der Pfannenschalen um 40 Grad zur Verkleinerung der Reibungsflächen und Verwendung von Prothesen mit möglichst kleinem Durchmesser, soweit als natürliche Dimensionen ohne allzu große Fräsvorgänge erhalten werden können (112).

So findet man auf dem Gebiet der Formgebung, Materialauswahl und Fixationsmethoden eine Vielfalt von Kombinationen und Verbesserungen im Lauf der Jahre. Im besten Falle reichen die klinischen Nachuntersuchungen wie bereits erwähnt mehr als 8 Jahre zurück, und man kann heute sicherlich ein Patientengut mit mehr als 10.000 implantierten Schalenendoprothesen überschauen (1).

Die Zahl der tierexperimentellen Studien mit Oberflächen-gelenkersatz der Hüfte ist eher gering: HEDLEY e.a. (44), MENDES e.a. (61) und DRAENERT und HOFMANN (21, 22) seien in diesem Zusammenhang erwähnt, die ihre Versuche mit Hunden bzw. Affen durchführten.

Sind die wissenschaftlichen Grundlagen des Gelenkersatzes allgemein in mechanischer, morphologischer und chemischer Hinsicht vielfach untersucht (48, 98), so ist doch weniger dagegen bekannt über die speziellen funktionellen und morphologischen Antworten unter einem implantierten Cup im Hüftkopf selbst, an der Grenzschicht zwischen Zement und Knochen und die möglicherweise daraus ableitbaren Ursachen der Früh- und Spätkomplikationen dieses Verfahrens.

II. Problemstellung

Das entscheidende Problem ist bei der Schalenendoprothese der Hüfte, ebenso wie bei der Totalendoprothese der herkömmlichen Art, die Lockerung der Implantate.

Bei der Totalendoprothese, die eine Resektion des Schenkelhalses erfordert, entfällt der normale lastübertragende Mechanismus über trajektorielle Strukturen: Drucktrajektorien an der Innenseite, Zugtrajektorien an der Außenseite des Schenkelhalses. Dadurch wird jede Biegebeanspruchung hebelartig auf den im Femurmarkraum befestigten Prothesenschaft übertragen. Zur Abstützung bzw. für die Kraftübertragung wird von allen Seiten die kräftige Corticalis der proximalen Femurmetadiaphyse benützt (17, 93). Durch hierbei entstehende Relativbewegungen kommt es zum Knochenabbau und zur Lockerung. Nach DIEHL (19) wird durch Resektion der Epiphyse und des größten Teils der Metaphyse das natürliche Prinzip der gelenknahen Kraftübertragung entscheidend verändert.

Diese genannten Probleme umgeht die Schalenendoprothese zwar, doch auch sie verändert die Kräfteverhältnisse am Hüftkopf gegenüber dem physiologischen Bereich beträchtlich, ausgehend von der Krafteinleitung über das kongruente Acetabulum, bis zur Beanspruchung der elastischen Spongiosa im Femurkopf unter der steifen Kappe. Spannungskonzentrationen können bei Belastung zu Abscherung und Abknickung von Knochen trabekeln führen und dort, wo Gleiten zwischen Knochen und umliegendem Zement auftritt, wird Knochen resorbiert (PERREN, 1975) (79).

So sind in dem relativ kurzen Beobachtungszeitraum ihrer klinischen Anwendung zahlreiche Lockerungen, bzw. Schenkelhalsfrakturen und Infekte aufgetreten. WAGNER selbst bezeichnet die Dauerhaftigkeit der Schalenendoprothese als abhängig von der Knochenqualität der Gelenkkörper (110).

Ziel dieser Arbeit war es, die Ergebnisse einer einjährigen experimentellen Untersuchungsreihe von einzementierten Schalenendoprothesen in 25 gesunde Kaninchenhöften histopathologisch zu beschreiben. Besondere Beachtung sollten die reaktiven Knochenveränderungen, bzw. die Lebensfähigkeit des Knochens unter der Schale, und die Beurteilung der Grenzschicht Zement-Knochen als potentielle Lockerungszone finden.

In einer kritischen Stellungnahme sollten schließlich die Möglichkeiten der Übertragbarkeit unserer Ergebnisse auf Anwendungsbereiche beim Menschen untersucht werden, und die klinischen Ergebnisse des mit der Schalenendoprothese nach WAGNER versorgten Patientengutes der Staatlichen Orthopädischen Klinik, Harlaching, der Universität München zum direkten Vergleich geschildert und - wo möglich - histopathologisch veranschaulicht werden.

III. Eigene Untersuchungen

1. Material und Methodik

Versuchstiere

Die Prothesen wurden bei 25 Kaninchen eingesetzt. Wert gelegt wurde vor allem auf die gleiche Abstammung der Tiere, hauptsächlich waren es weibliche Hasen mit einem Durchschnittsalter von 1 Jahr. Vor Beginn der Experimente wurden tierärztlicherseits Entzündungen und Wachstumsstörungen ausgeschlossen. Das Gewicht der Tiere betrug zwischen 3 und 4 Kilogramm. Alle Tiere wurden in Einzelkäfigen gehalten und mit Standardfutter versorgt.

Implantate

Verwendung fanden Schalenendoprothesen ähnlich der von WAGNER: hemisphärische Kappen mit einer Materialdicke von 1 mm und einem Außendurchmesser von 10 mm (Abb. 1). Ins Zenit der Kappen wurde ein Bohrloch geschnitten, um den Austritt von Knochenzement beim Anpressen der Prothese zu ermöglichen, wie es der Fall ist bei der Originalkappe.

Die Schalen wurden aus polierten Halbkugeln aus hochvergütetem Stahl ausgefräst. Die Innenseite dieser Halbkugeln wurde nach dem Fräsprozeß nicht geglättet, um zur besseren Haftung des Zementes eine größere Oberfläche zu schaffen.

Operationsmethoden

Alle Tiere wurden unter strengsten aseptischen Bedingungen operiert. Nach Rasur und Waschung erfolgte die Hautdesinfektion mit Betaisodona^R und routinemäßige Abdeckung mit sterilem Abdeck- und Schlitztuch.

Die Tiere befanden sich in Bauchlagerung und wurden mit 30 mg/kgxKG Nembutal^R durch Injektion in eine Ohrvene narkotisiert.

Der Zugang erfolgte über der linken Hüfte von dorsal. Nach Auseinanderdrängen der Muskulatur erfolgte die Kapsulotomie und nach Adduktion, Extension und Innenrotation des linken Hinterlaufes die Resektion des Ligamentum capitis femoris und die Luxation des Hüftkopfes (Abb. 2a,b). Dabei legten wir Wert auf schonendes Vorgehen und das Vermeiden größerer Kapselschäden, um die regelrechte Vaskularisation des Hüftkopfes nicht zu gefährden.

Im Anschluß daran wurde der Hüftkopf mit einem speziellen Fräsinstrument entknorpelt. Die freigelegte, leicht blutende Spongiosa wurde geglättet und der Kappe angepaßt. Die Größe der Schale mit einem Durchmesser von 10 mm zeigte sich bei 24 Tieren gerechtfertigt, lediglich bei einem Hasen mußte ein größeres Modell mit einem Durchmesser von 14 mm implantiert werden, um die zur ausreichenden Fixation notwendige Menge Knochenzement unterfüttern zu können (in Tab. 2 und 3 entspricht dies Tier Nr. 24).

Konnte die Kappe probeweise schlüssig aufgesetzt werden, so wurde sie mit Refobacin-Palacos^R aufzementiert (Abb. 2c,d). Dies erfolgte vorzugsweise in der Intermediärstellung, d. h. es wurde auf eine Betonung des Kappensitzes in Varus- oder in Valgusstellung verzichtet. Die aus statischen wie druckverteilenden Gründen in Orientierung an den biomechanischen Erkenntnissen von PAUWELS (76, 77, 78) günstigere leicht valgische Position der Prothese konnte aus Gründen der engen Nachbarschaftsbeziehungen zum Schenkelhals des Kaninchenfemurs und der damit provozierten Störung der arteriellen Blutzufuhr nicht optimal verwirklicht werden.

Der Vorgang des Aufzementierens erfolgte unter stetem Druck, so daß überflüssiges Zementmaterial durch das Loch im Zenit der Kappe entweichen konnte und nur eine möglichst dünne Schicht Knochenzement zwischen Knochen und Implantat verblieb.

Auf einen prothetischen Ersatz des Acetabulums mit einer Kunststoffpfanne beispielsweise wurde verzichtet. Erstens,

um keine weiteren, den Konsolidierungsvorgang möglicherweise verzögernden Läsionen zu setzen und den operativen Eingriff unnötig zu verlängern, zweitens, weil dies für den Rahmen der Studie und die weiteren Untersuchungen keinen wesentlichen Einfluß erbracht hätte.

Nach schonender Reposition des Hüftkopfes in die belassene Nativpfanne unter Flexion, Außenrotation und Abduktion des linken Hinterlaufes (Abb. 2e), wurden die Muskeln straff mit resorbierbarem Nahtmaterial adaptiert, um einer Luxation entgegenzuwirken. Eine fortlaufende Cutannaht mit atraumatischem Nahtmaterial und Anlegen eines sterilen Verbandes beendeten den Eingriff.

Postoperatives Vorgehen

Auf eine postoperative Immobilisation wurde verzichtet und den Tieren ermöglicht, baldmöglichst der operierten Hüfte gewichtstragende Funktionen aufzuerlegen. Dies erfolgte nach wenigen Tagen bzw. spätestens nach 2 - 3 Wochen.

Unmittelbar postoperativ wurden Röntgenkontrollaufnahmen gemacht, um den exakten Sitz der Kappe zu dokumentieren. Denn zu Beginn der Studie fanden wir einige Luxationen, die sich jedoch - ohne Veränderung des Kappensitzes selbst - gut reponieren ließen.

Nach dem Verlust zweier Tiere durch frühe Infektionen, wobei sich dick eitriges Sekret aus der Op-Wunde entleeren ließ, gingen wir dazu über, wöchentlich Tetracyclin (Oxytetracyclin) 50mg/kgxKG über die Dauer von 4 Wochen systemisch zu applizieren, bzw. Terracortril Gel Steraject^R 3g einmalig lokal in die Wundhöhle zu instillieren.

Dies diente neben dem Infektionsschutz gleichzeitig dazu, wachsenden Knochen in der postoperativen Phase für fluoreszenzmikroskopische Untersuchungen zu markieren. Danach traten keine weiteren Infekte mehr auf.



Abb. 1. Kappenecksprotnase
von der Unterseite im Gro-
Benvergleich, mit Knochen-
zement gefüllt (8-fach)

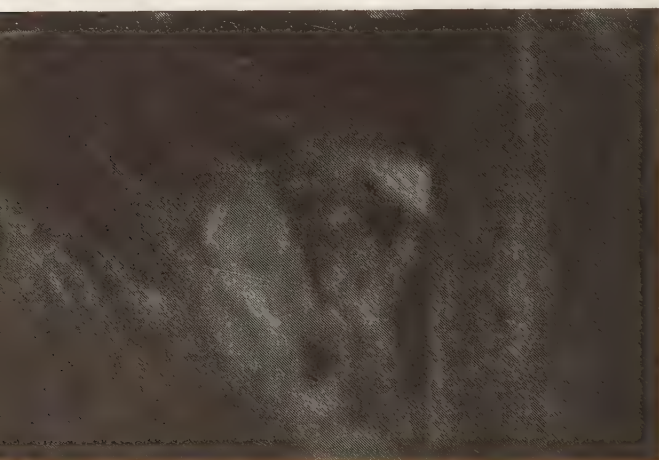


Abb. 2. a. Op-Situs nach
Kapsulotomie des linken
Hüftgelenkes

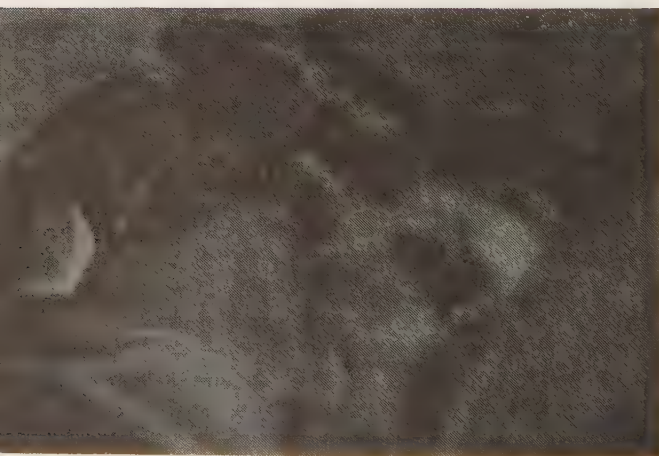


Abb. 2. b. Op-Situs nach
Luxation des linken Hüft-
kopfes (Pfeil)

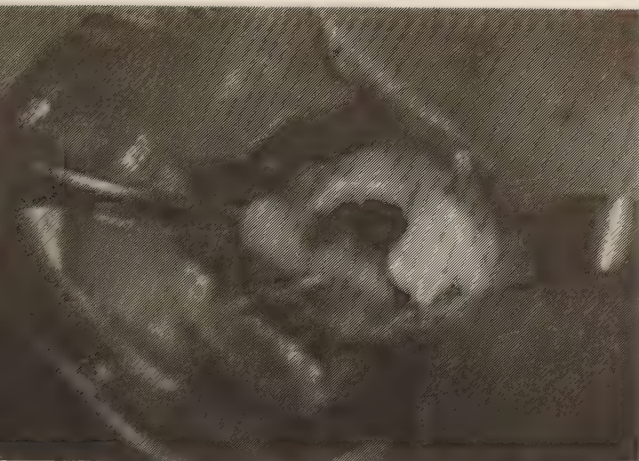


Abb. 2.1. Sp-1111: nach
Entsorgung der Kopf-
kappe (Pfeil),



Abb. 2.2. Sp-1111: nach
Entsorgung der Kopf-
kappe (Pfeil),

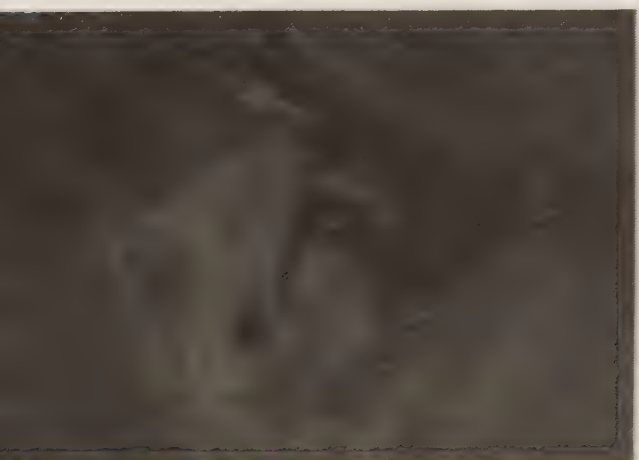


Abb. 2.3. Sp-1111: nach
Entsorgung der Kopf-
kappe (Pfeil),

Nach einem festgelegten Zeitraum (Tab. 3) zwischen 14 und 200 Tagen nach der Operation wurden die Tiere mit einer Überdosis Nembutal^R eingeschläfert.

Zuvor wurden weitere Röntgenkontrollaufnahmen von jedem Tier in Form von Beckenübersichtsaufnahmen in Narkose und standardisierter Stellung durchgeführt.

Außerdem wurden die Tiere regelmäßig klinisch auf freie Beweglichkeit, Einschränkung der Kraft durch Muskelatrophien, Krepitationen, Subluxationen, Schwellungen und Überwärmungen im Bereich des operierten Gelenkes untersucht, der Wundheilungsverlauf wurde protokollarisch festgehalten.

Herstellung der Präparate

Unmittelbar nach der Präparation und Entnahme des Kaninchenfemurs (Abb. 3) wurde dieser mit einer wassergekühlten Diamantschleifscheibe vertikal in 2 Hälften geteilt, wobei Wert darauf gelegt wurde, die Kappe, den Knochenzement und den darunterliegenden Knochen in ihrer Verbindung zu belassen (Abb. 4). Anschließend wurden mit einem Oberflächenlichtmikroskop Photographien bis zu 60facher Vergrößerung von diesen Blockpräparaten angefertigt (Abb. 5a), die Hauptaufmerksamkeit galt hierbei der Grenzschicht zwischen Knochen und Zement (Abb. 5b).

Schleifrückstände und Gewebsreste wurden aus den Knochenhöhlräumen mechanisch durch Spülung mit Kochsalzlösung entleert bzw. durch ein Ultraschallreinigungsgerät entfernt. Die Weiterverarbeitung der genannten Blockpräparate vollzog sich folgendermaßen:

Nach einer von DRAENERT beschriebenen Methode wurden die Präparate, unter Erhaltung des Knochen-Zement-Verbundes, in verschiedene Epoxydharze eingebettet und mit Gefriertrocknungsmethoden bzw. nativen Präparationen verarbeitet (DRAENERT 1977, 1978, 1980) (20, 21, 23). Auf diese Weise ist es möglich in-toto-Schnittpräparate anzufertigen, welche eine



Abb.3. Abgelöster und präparierter linker Kaninchenfemur mit dem Implantat in situ

Abb.4. Vergrößerung eines bereits auseinandergeschnittenen Hüftkopfes mit dem Implantat in situ (ungefärbt, 6-fache Vergrößerung). Die Räume zwischen den Knochen trabekeln sind eröffnet und enthalten neben Blut auch Rückstände des Schnitt- bzw. Schleifprozesses. Man beachte den guten Kontakt zwischen Knochen, Knochenzement und Implantat.

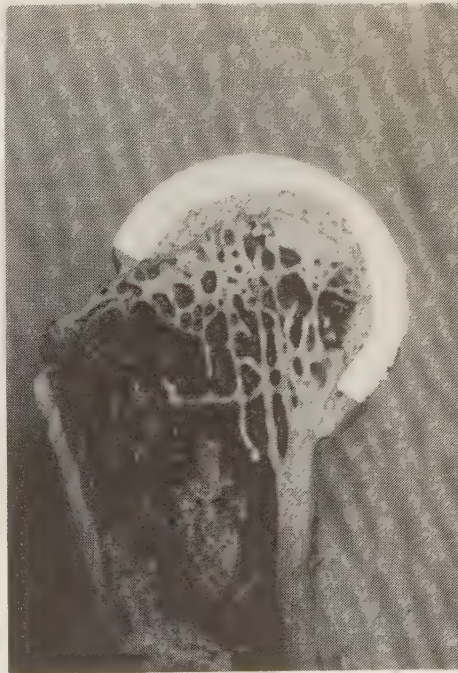




Abb.5.a. Vergrößerung eines Blockpräparates
(ungefärbt, 10-fache Vergrößerung, 120 Tage nach Implantation).
Makroskopisch ergibt sich kein Anhalt für Lockerungszonen zwischen
Knochen und Zement.



Abb.5.b. 32-fache Vergrößerung dieses Präparates.
Enger Kontakt zwischen Knochen und Zement. Es zeigen sich
überall Schleifrückstände, speziell kleine Metallsplitter,
die sich als schwarze Punkte darstellen.

Beurteilung der Zement-Knochen-Grenzschicht erlauben, unter Umständen bei Erhaltung des Implantates. In unserem Falle wurde zuvor die Kappe abgenommen, was jedoch keinen Einfluß auf die Stabilität des Knochen-Zement-Verbundes nahm. Der eine Teil dieser Schnittpräparate wurde nun den üblichen Methoden der Knochengewebsuntersuchung, sprich Paraffineinbettung und Entkalkung unterzogen, und zu unterschiedlichen Färbungsmethoden herangezogen (beispielsweise Haematoxylin-Eosin).

Diese Präparate sollten uns zur Beurteilung der Knochenqualität dienen und zur Entdeckung evtl. Gewebemetaplasien, sprich bindegewebiger Umwandlungen verhelfen.

Die üblichen Methoden der Knochengewebsuntersuchung setzen aber durch die Fixation, die Dehydrierung und die Hitzeeinwirkung bei der Einbettung, namentlich aber auch durch die Entkalkung, vielfach recht grobe Veränderungen am Präparat. Der Mineralgehalt des Knochengewebes, aber auch der Faserverlauf in ihm, kann deshalb damit nicht eindeutig beurteilt werden.

Desgleichen ist es unmöglich, Methoden wie etwa die Tetracyclin-Markierung zum Studium der Dynamik des Knochengewebes einzusetzen, wenn dieses entkalkt wurde. Daher erfolgte in unserem Fall mit Hilfe einer manuellen Methode aus dem anderen Teil der genannten Schnittpräparate die Herstellung von unentkalkten und unfixierten - d. h. also nativen - Knochenschliffen, die eine Dicke von 100 bis 15 μ m aufwiesen.

Das Prinzip der Tetracyclin-Markierung beruht auf der Tatsache, daß in vivo verabreichte Tetracycline, wie in unserem Fall Oxytetracyclin, von in Verkalkung befindlichem Knorpel- und Knochengewebe bleibend fixiert werden. Diese Fixation hängt mit der Eigenschaft der Tetracycline zusammen, sich auf Grund ihrer Affinität zu zweiwertigen Calcium-Ionen an den Stätten der Knochenneubildung abzulagern (43, 64, 65).

Die Möglichkeit einer Markierung ergibt sich freilich erst aus der weiteren Eigenschaft, bei UV- und Blaulichtbeleuchtung gelbes Fluoreszenzlicht zu emittieren. Die "Stärke" der Markierung ist dabei abhängig von der Dauer der Tetracyclin-Medikation sowie von der Quantität des während der Verabreichungszeit neu gebildeten Knochengewebes, nicht jedoch von der Tetracyclin-Menge, offenbar weil die Verbindung mit Calcium stöchiometrisch erfolgt. Daraus ergibt sich, daß eine Beobachtung der Tetracyclin-Fluoreszenz wie bereits erwähnt nur an unentkalkten Knochenschliffen möglich ist, andererseits - wie in unserem Fall zu erwarten - bei einer zeitbegrenzten Anwendung ganz bestimmte Verteilungsmuster im Knochen zu erwarten sind (35).

2. Ergebnisse

2.1. Klinische Verlaufsbobachtung

Anfänglich bestand unsere Studie aus 25 Versuchstieren (Tab. 1, 2, 3). Als Komplikationen traten 2 Fälle mit Infekten auf, die unmittelbar postoperativ begannen und wir diese Tiere einschläfern mußten (Tier Nr. 2 und Nr. 4).

Ein Tier (Nr. 17, Tab. 3) zeigte in der Röntgen-Verlaufskontrolle zwischen der 5. und der 9. Woche eine avaskuläre Hüftkopfnekrose mit nachfolgender Schenkelhalsfraktur und Dislokation.

Zwei weitere Tiere (Nr. 9, Nr. 20 in Tab. 3) zeigten vollständige Kappenlösungen 4 bzw. 6 Wochen postoperativ, die zu einer Luxation im Hüftgelenk führten.

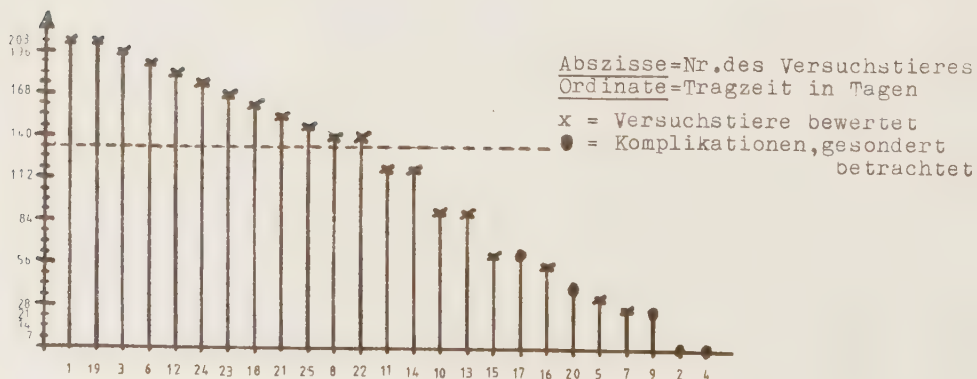
Diese 5 beschriebenen Fälle wurden aus der Studie ausgeklammert und gesondert betrachtet, so daß schließlich 20 Fälle bewertet werden konnten (Tab. 1).

Die Ergebnisse von Tier Nr. 12 und Nr. 22 wurden nachträglich in einem anderen Licht gesehen, da sie bereits unmittelbar postoperativ luxierte Hüftgelenke in den ersten Röntgenaufnahmen zeigten, wahrscheinlich als Ergebnis insuffizienter Repositionsmaßnahmen während der Operation. Da aber die Implantate dieser Tiere bei Funktionsaufnahmen festen Sitz zeigten, ohne daß der Hüftkopf in die physiologische Stellung hätte reponiert werden können, wurden diese Tiere nicht sofort eingeschläfert. Die Ergebnisse mußten aber unter anderen Gesichtspunkten betrachtet werden, da sie veränderten Druckbeanspruchungen oblagen, weil die Tiere die betroffene Hüfte länger schonten und nie physiologisch belasteten. Alle übrigen Tiere konnten spätestens in der 4. postoperativen Woche ihr volles Gewicht gleichmäßig auf beiden Hüften tragen,

Tab. 1. Gesamtübersicht der Studie

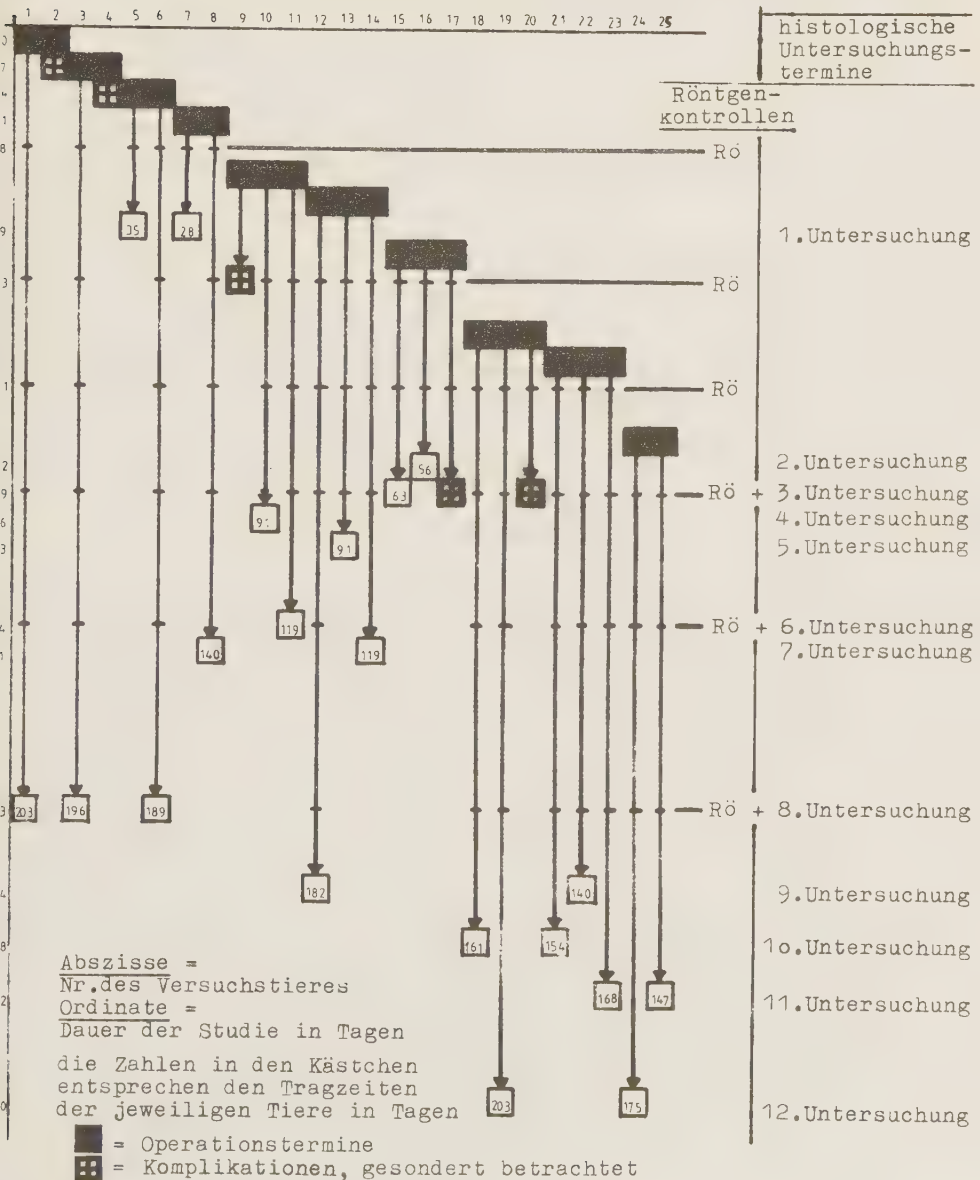
Versuchstiere zur Bewertung	20
davon untersucht nach 30 Tagen	2
nach 60 Tagen	2
nach 90 Tagen	2
nach 120-200 Tagen	14
Komplikationen	5
früh: Infektionen	2
spät: periprothetische Fraktur	1
Kappenlösungen	2
Versuchstiere gesamt	25
	25

Tab. 2. Gesamtüberblick über alle in dieser Studie einzemen-
tierten Endoprothesen in Abhängigkeit vom klinischen
Verlauf und den unterschiedlichen Tragzeiten in ab-
steigender Reihenfolge



Tab. 3. Zeitplan der Studie

Überblick über Op-, Rö- und histologische Untersuchungen



umherlaufen, ohne den betreffenden Hinterlauf nachzuschleppen und sich teilweise ohne Unterstützung der Vorderläufe für kurze Zeit aufrichten.

Nach einem bestimmten Zeitplan (Tab. 3) wurden die Tiere zwischen dem 20. und dem 200. Tag nach der Operation eingeschläfert. 14 Hasen (70 %) trugen ihre Schalenprothese zwischen 100 und 200 Tagen, was letztlich zu einer Durchschnittsbeobachtungszeit von nahezu 5 Monaten führte (Tab. 2).

2.2. Radiologische Auswertung

Bei jedem Tier wurden Beckenübersichtsaufnahmen im p.a.-Strahlengang angefertigt, die narkotisierten Tiere befanden sich dazu in Bauchlage. Die Hinterläufe wurden in eine bestimmte Stellung gebracht, die mittels einer Schablone für jedes Tier und jede Aufnahme reproduzierbar war. So konnten interindividuelle Vergleiche und intraindividuelle Verlaufsbeobachtungen angestellt werden, wobei Beckenkipung und Femurrotation vermieden wurden.

Unser Ziel war es, im Verlauf frühzeitig Stellungsveränderungen der Implantate aufzudecken und evtl. Lockerungen darzustellen, bzw. resorbtive Veränderungen in der Knochenstruktur nachzuweisen.

In den bereits erwähnten Fällen von Tier Nr. 9, 17 und 20 waren die Röntgenbefunde eindeutig: Kappenlösungen und Höher-treten des denudierten Hüftkopfes (Nr. 9 und Nr. 20) auf der einen Seite, wobei sich in beiden Fällen die Komplikationen bereits in den postoperativen Aufnahmen durch deutliche Varus-Stellung der Implantate abzeichneten (Abb. 6), andererseits eine Schenkelhalsfraktur (Nr. 17), die sich durch einen schwachen Resorptionssaum des Knochens am Kappenunterrand bzw. eine Verschmälerung des Schenkelhalses ankündigte, kennzeichnend für das Frühstadium einer avaskulären Nekrose (Abb. 8).

In diesen 3 Fällen, ebenso wie bei den erwähnten 2 postoperativen Frühinfekten führten wir eine mangelhafte operative Technik bzw. inadäquate Manipulationen ins Feld, die keine zuverlässige Fixation in bestmöglicher Implantatstellung ermöglichte.

Bei allen anderen Fällen stellten wir im röntgenologischen Verlauf keine Strukturveränderungen fest, genauso wenig wie Abkippungen der Implantate oder gar vollständige Lockerungen (Abb. 7a,b).

Die Vermutung, daß eine Verminderung des Schenkelhalsdurchmessers bei fast allen Tieren im Laufe der Beobachtungszeit eintrat, konnte nicht sicher bestätigt oder ausgeschlossen werden. Dazu ist zu sagen, daß die anatomischen Besonderheiten des Kaninchenfemurs in der Kürze seines Schenkelhalses liegen (Abb. 7b), somit nachträglich eine genaue Messung nicht objektivierbar erfolgen konnte.

Von seiten des Acetabulums ist zu sagen, daß wir in fast allen Fällen einen guten Sitz der Kappen in den Nativpfannen sahen. Im Falle der Tiere Nr. 12 und Nr. 22, bei denen keine suffiziente Reposition erfolgen konnte, fand sich bei der Autopsie die Ausbildung von "Ersatzpfannen" (Abb. 9a). Diese wurden auf Grund ihrer geringen röntgenologischen Dichte als noch nicht knöchern durchbaut beurteilt (Abb. 9b). Protrusionen oder Abstützungsreaktionen bzw. die Ausbildung röntgendichter Bezirke im Vergleich zur Gegenseite wurden nicht gesehen.

Daß unsere radiologischen wie klinischen Beobachtungen gut mit den histologischen Ergebnissen korrelieren, wird folgendes Kapitel zeigen. Ergänzend ist hinzuzufügen, daß röntgenologisch wichtige Kriterien nur insoweit berücksichtigt wurden, wie sie für den Charakter der Studie von Wichtigkeit waren: d. h. die Röntgen-Reihe diente lediglich der Verlaufsdarstellung bzw. zum Beweis eines möglichen Normalverlaufs bei

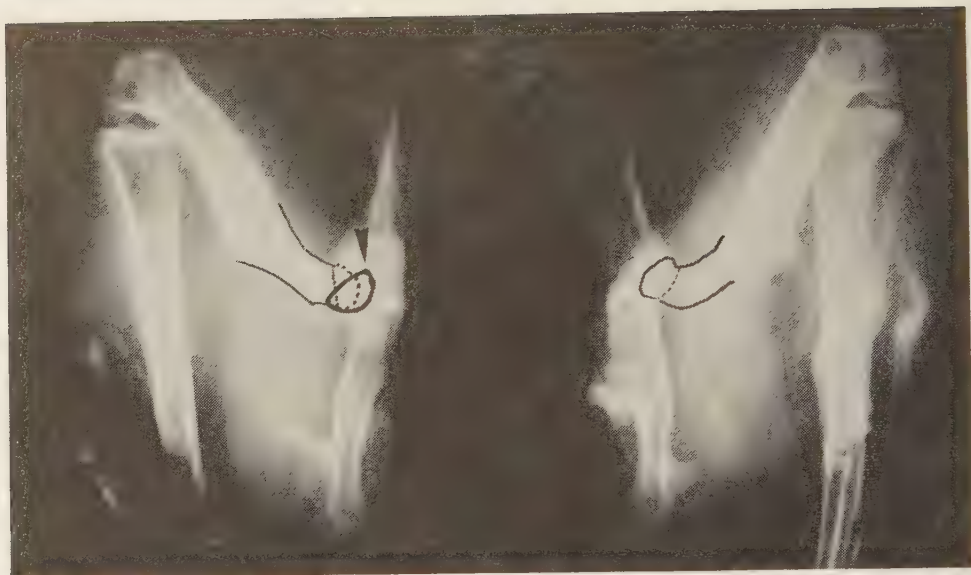


Abb.6. Postoperative Röntgenkontrollaufnahme (Tier Nr.9) :
 der Pfeil zeigt ein deutliches Abrutschen der Kappe in Varus-Stellung
 (=durchgehend gezeichnete Konturlinie) im Vergleich zur angestrebten
 Position (=gestrichelt gezeichnete Konturlinie) und zur Gegenseite.



Abb.7.a. Röntgenkontrollaufnahme nach 200 Tagen: das Implantat stellt
 sich sehr gut in der Nativpfanne ein. Radiologisch findet sich kein
 Kriterium zum Anhalt einer Nekrose des Schenkelhalses bzw. Hüftkopfes.
 Wiederherstellung regelgerechter anatomischer Positionen.
 Abb.7.b. zeigt die gleiche Hüfte wie in Abb.7.a. nachdem das Tier ein-
 geschläfert und das metallische Implantat entfernt worden war. Zement
 überdeckt weiterhin die Hüftkopfstrukturen. Das Spongiosaflechtwerk
 erscheint - soweit beurteilbar - unauffällig.



- Abb.8. Röntgenkontrollaufnahme nach 35 Tagen (Tier Nr.17): zwischen den Pfeilen kommt ein deutlich "ausgedünnter" Schenkelhals zur Darstellung i.S.e.avaskulären Nekrose, die Kappe ist bereits wenig nach Varus abgerutscht. 3 Wochen später mußte das Tier wegen einer periprothetischen Schenkelhalsfraktur getötet werden.

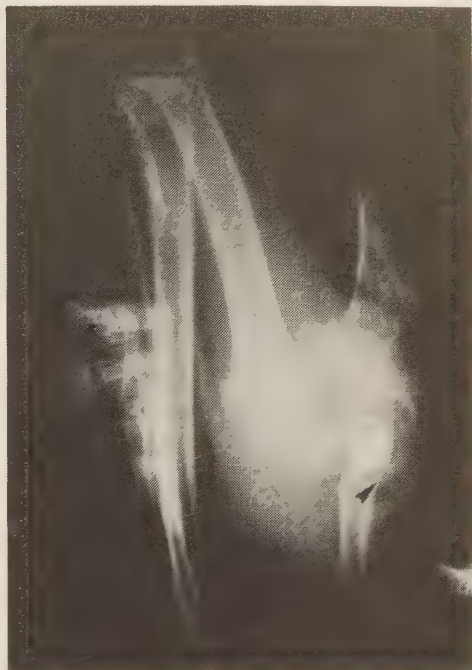
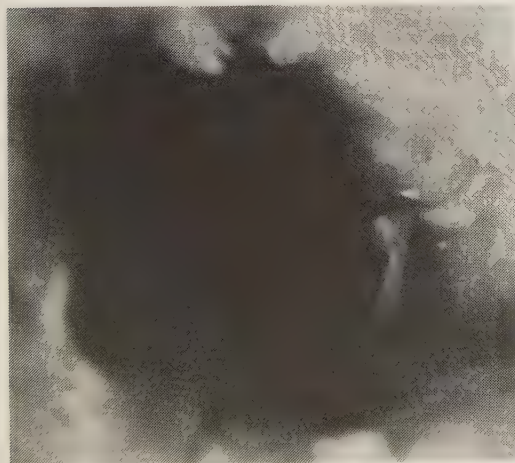


Abb.9.b. Röntgenologische Darstellung der Veränderungen aus Abb.9.a.: der Kappensitz ist zufriedenstellend, die Artikulation findet jedoch nicht in der Nativpfanne, sondern in einer daneben liegenden Ersatzpfanne statt. Der Pfeil zeigt einen angedeuteten Ossifikationssaum in dieser Pfanne. ▶



- Abb.9.a. Ausbildung einer Ersatzpfanne, dadurch daß der reponierte Hüftkopf sich nicht in der Nativpfanne einstellte. Grobe, aber feste bindegewebige Strukturen bilden das Gerüst. (ungefärbt, 6-fach)

optimierten Bedingungen, nicht zur Entwicklung bzw. Verfeinerung radiologisch meßbarer Parameter für Knochenveränderungen bei Lockerungen oder sonstigen Komplikationen unter metallischen Oberflächenimplantaten allgemein.

2.3.Histopathologische Beobachtungen

Hier galt unser Hauptinteresse dem histologischen Nachweis von Lockerungszeichen unter der Kappe, hervorgerufen durch insuffiziente Verbindung zwischen Knochen und Zement und Anzeichen partieller oder vollständiger avaskulärer Nekrosen, zumal nach HUNGERFORD (1979) (47) in frühen Stadien avaskulärer Nekrosen falsch negative Röntgenergebnisse zu erwarten sind: da sich nur die anorganische Masse des Knochens radiologisch darstellt, wird das Röntgenbild erst dann positiv, wenn die Knochenmarksveränderungen bereits ausgeprägt sind oder schon länger bestehen. Um diese frühen Knochen- bzw. Knochenmarksveränderungen zur Darstellung zu bringen, bedarf es solcher histopathologischer Studien wie im vorliegenden Fall.

Unsere weiteren Fragen galten der Lebensfähigkeit des bedeckten Knochens und der morphologischen Antwort auf die Implantationen: mechanische Anpassungszeichen, Entzündungen, Fremdkörperreaktionen oder Gewebemetaplasien.

Die Ergebnisse sind bezogen auf die unterschiedlichen Tragzeiten im folgenden dargestellt. Als Vergleich zum "Normalen" diente uns ein präpariertes kontralaterales rechtes Hüftgelenk.

Ergebnisse nach 30 Tagen

Versuchstier Nr. 5 wurde nach 35 Tagen und -tier Nr. 7 nach 28 Tagen eingeschläfert (Tab. 3).

Makroskopisch waren die Hüften fest und erschienen stabil, ein Gelenkerguß von besonderer Bedeutung oder eine Begleitsynovitis wurden nicht gesehen, im äußersten Fall eine mäßige Kapselverdickung. Desgleichen verhielt es sich mit Eiter oder sonstigen Infektzeichen.

Bei mikroskopischer Betrachtung der angefertigten Präparate zeigte sich gegenüber dem Zement eine regelmäßige Knochenschicht von unterschiedlicher Dicke, die einzelnen Bälkchen waren frei und zeigten keine Kalzifizierungsstörungen. Osteoblasten säumten den Knochen (Abb. 10, 11).

Im Markraum fanden sich neben einem histiocytären Grundgewebe vereinzelte lymphoplasmazelluläre Infiltrate (Abb. 12) zum Zeichen einer reaktiven und reparativen Entzündung bzw. initialen Fremdkörperreaktion, des weiteren eine geringe Markraumfibrose (Abb. 11, 13).

Eine bindegewebige Reaktion an der Zement-Knochen-Grenze war nicht nachweisbar, ebensowenig Schwachstellen als Zeichen mechanischen Aufbrauchs oder beginnender avaskulärer Nekrosen: ein direkter Kontakt zwischen Zement und Knochen war gegeben.

Auf Grund der relativ kurzen Spanne von der Operation bis zur Untersuchung fanden sich an manchen Stellen kleine Knochenfragmente als Gewebstrümmer in den Trabekelzwischenräumen und an der Zement-Knochen-Grenze. Blut und andere Knochenmarkbestandteile bzw. Fett waren durch den Druck beim Aufbringen der Prothese zum Teil in den unteren Markraum gepreßt worden.

Der Vergleich zur gegenseitigen Hüfte zeigte uns, daß ein Knochenumbau im endogenen Sinne nur teilweise gegeben war (Abb. 11). Natürlich war durch die operativen Manipulationen eine Veränderung im Trabekelverlauf oberflächlicher Schichten eingetreten, in gleichem Maße auch eine Spongiosaverminderung durch den Glättungsvorgang.

Eine bindegewebige Antwort in Form von Fibroblasteneinsprossungen wurde in diesem Stadium der Untersuchung nicht beobachtet, allenfalls milde Osteoblasten-, in geringerem Maße auch Osteoklastenaktivitäten (Abb. 11, 14).

Ergebnisse nach 60 Tagen

Wie die Tabelle 3 zeigt, wurde Versuchstier Nr. 16 nach 56 Tagen und -tier Nr. 15 nach 63 Tagen eingeschläfert und untersucht. Auch hier wurde in etwa nach obengenannter Reihenfolge der Beurteilungskriterien bzw. Fragestellungen vorgegangen, um die Ergebnisse der unterschiedlichen Tragzeiten besser vergleichen zu können.

Makroskopisch waren die Implantate in korrekter Stellung und festem Sitz, keine Ergüsse oder Veränderungen an den Kapselbestandteilen ersichtlich.

Unter dem Mikroskop sahen wir unterhalb der Zementschicht wieder Knochen in unterschiedlicher Dicke und Ausbreitung: eine parallel zur Oberfläche laufende lamelläre Knochenschicht (Abb. 15), reichlich Ausbildung von Fettmark mit Rückgang der zellulären Reaktion und spongiösen Knochen, dessen Spitzen teilweise noch von der physikotoxischen Wirkung des Zementes gezeichnet waren (Abb. 16).

Entlang der Bälkchen fanden sich weniger Osteoblasten als bei den Ergebnissen nach 30 Tagen. Die zellulären Zeichen der reparativen und reaktiven Entzündung waren weitgehend verschwunden.

Was die Knochen-Zement-Grenzschicht betrifft, so waren hier keine bedeutenden Veränderungen feststellbar: Spaltbildungen oder bindegewebige Interponatbildungen waren nicht eingetreten, genausowenig eine Bälkchenrarefizierung als histologisches Korrelat einer Osteoporose oder -nekrose.



Abb. 10. Grenzschicht eines Kaninchenhüftkopfes nach Kappenimplantat (HE-Färbung, 10-fache Vergrößerung, Ergebnis 30 Tage postoperativ). Die Zementschicht ist abgelöst, bei klinisch wie makroskopisch festem Sitz des Implantates hier keine Zeichen eines Bindegewebsinterponates. Breite Knochenschicht unter der ehemaligen Zementauflage (im Bild oben). Im Markraum an manchen Stellen bindegewebige Proliferation i. S. e. Markraumfibrose, meist jedoch zellreiches, blutsillendes Mark, das von größeren und kleineren Fettvakuolen durchsetzt ist.



Abb. 11. Grenzschnitt (HE-Färbung, 52-fache Vergrößerung, 30 Tage): normales Spongiosabälkchen, regelmäßige Lamellenschichtung des Knochengewebes mit entsprechender Anordnung der Osteocyten. An der Oberfläche des Bälkchens der das sog. Endost bildende Osteoblastensaum. Man erkennt die flachen, der Knochenoberfläche eng anliegenden Zellen. Angedeutete Markraumfibrose. Der Pfeil zeigt appositionellen Knochenanbau von Faserknochen, an dessen rechtem Oberrand findet sich ein mehrkerniger Osteoklast zum Zeichen lakunären Abbaus.

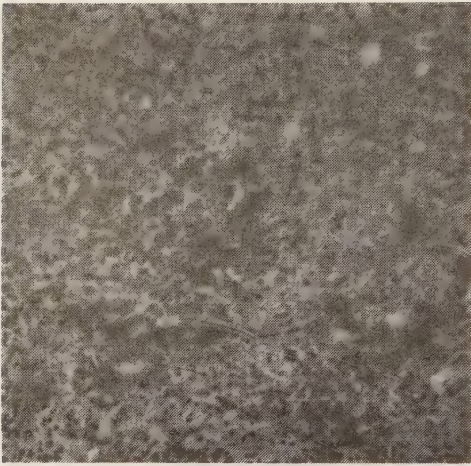


Abb.12. Knochenmarksreaktion
(HE, 32-fache Vergrößerung, 30 Tage):
man erkennt zellreiches, z.T. mit
Fremdkörperriesenzellen durchsetztes
hochaktives Knochenmark fast ohne
Fettvakuolen, Entzündungszeichen.



Abb.13. Knochenmarksreaktion
(HE, 32-fach, 30 Tage):
ähnliches Präparat wie Abb.12.
neben zellreicher Reaktion
auch Ausbildung von Faserstruk-
turen i.s.e. Markraumfibrose

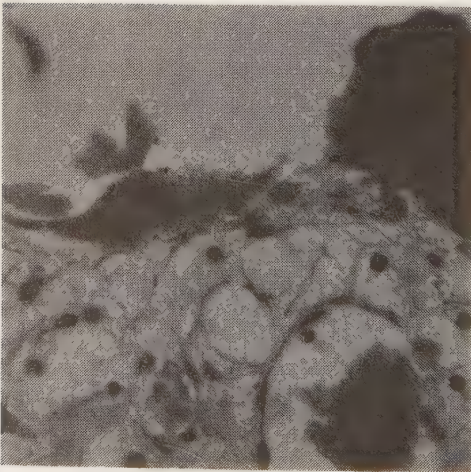


Abb.14. Vielkerniger Osteoklast
aus seiner Resorptionslakune
fortgelöst (HE, 60-fach, 30 Tage)

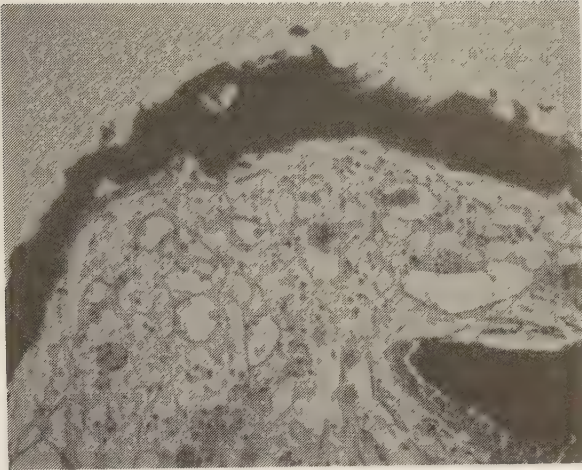


Abb.15. Knochen-Zement-Grenzschicht
(van Gieson, 10-fach, Ergebnis nach 60 Tagen)
Kräftige, parallel zur Oberfläche verlaufende
Knochenstrukturen in lamellärer Schichtung,
bewohnte Osteocytenhöhlen, fettreiches,
zell- und faserarmes Mark, Abnahme der Osteo-
blastenaktivität im Vergleich zu früheren
Ergebnissen.

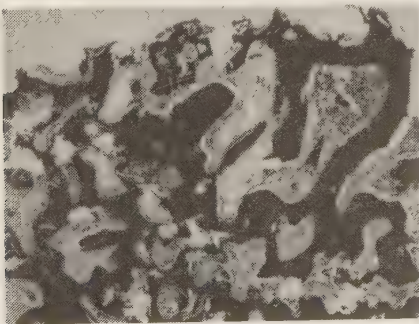


Abb.16. Knochen-Zement-Grenzschicht
(Mallory-Färbung, 6.5-fache Vergrößerung,
Ergebnis nach 60 Tagen): unregelmäßige Tra-
bekelstrukturen, die an der Grenzfläche (im
Bild oben) wie "ausgefranst" erscheinen,
Zell- und Gewebstrümmer. Der Pfeil zeigt den
in die Knochenzwischenräume eingedrungenen
Zement (glasperlenartige Struktur).

Ergebnisse nach 90 Tagen

Wie aus Tabelle 3 ersichtlich, wurden Versuchstiere Nr. 10 und Nr. 13 am 91. postoperativen Tag eingeschlüpfert. Die Ergebnisse der makroskopischen wie histologischen Untersuchungen unterschieden sich kaum von den bisher beschriebenen. Wichtig erscheint, daß sich im biomechanischen Sinne keine Aufbrauchschichten bildeten, wie das denkbar ist an Stellen erhöhter Belastung durch veränderte Druck- und besonders Scherkräfte, die dann zu avaskulären Knochennekrosen und Lockerungen führen.

Die Fluoreszenzmikroskopie zeigte uns deutliche Tetracyclinmarkierungen im Hüftkopf und Schenkelhals, d. h. das zur Zeit der Tetracyclin-Gabe in Verkalkung begriffene Knochengewebe zeigte eine hellgelbe Fluoreszenz (siehe Fig. 7a,b in Lit. (84), da aus kostentechnischen Gründen auf eine Darstellung in dieser Arbeit verzichtet werden mußte).

In der Schicht direkt unter Zement und Kappe fand sich zwar Knochen, der aber selbst nicht tetracyclinmarkiert war. Stellt man voran, daß es Abhängigkeiten gibt zwischen dem Zeitpunkt der Tetracyclinanreicherung in Bezirken der sogenannten primären Mineralisation bei Knochenneubildung und dem Zeitintervall seit dessen Verabreichung (28), und bedenken wir, daß wir nur für die Zeit der ersten 4 postoperativen Wochen Tetracyclin injizierten, so kann es sich bei der Knochenschicht unter dem Zement folglich nur um Knochen handeln, der erst im Anschluß an die letzte Tetracyclingabe gebildet wurde. Er ist in die sich ihm bietenden Vertiefungen des wegschrumpfenden Zementes den Gesetzen der endostalen Knochenregeneration folgend eingewachsen. Ein bindegewebliches Interponat war nirgends zu sehen (siehe Fig. 8.a-c in Lit. (84), da aus kostentechnischen Gründen auf eine Darstellung in dieser Arbeit verzichtet werden mußte).

Bei weiterer histologischer Aufarbeitung der Grenzschicht von Zement und Knochen in den entkalkten Präparaten sahen wir in großen Vergrößerungen Geflechtknochenstrukturen, die sich lamellär umzuwandeln begannen, und alle Osteocytenhöhlen bewohnt: Zeichen für lebensfähigen, reifenden Ersatzknochen.

Hiermit ist ein weiterer Beweis angetreten, daß der Stoffwechsel im Knochen unter dem Implantat-Zement-Verbund erhalten bleibt, zumindest eine Mineralisationsfront fluoreszenzmikroskopisch darstellbar ist, und daß neuer Knochen gebildet wird gemäß der Gesetze der endostalen Knochenbildung über Geflecht- zum Lamellenknochen.

Ergebnisse vom 120. bis 200. Tag

Die zu 7 verschiedenen Untersuchungszeitpunkten gewonnenen Ergebnisse für die Tiere Nr. 11, Nr. 8 und 14, Nr. 1, 3 und 6, Nr. 12 und 22, Nr. 18 und 21, Nr. 23 und 25 und Nr. 19 und 24 (vergl. Tab. 3) zeigten kaum Unterschiede zu den Ergebnissen nach 90 Tagen, weder bezogen auf fluoreszenzmikroskopische Untersuchungen der Nativ-Präparate-Reihe, noch auf gefärbte Präparate der herkömmlichen Histologie-Reihe.

Die durchschnittliche Tragezeit dieser zuletzt beschriebenen 14 Tiere betrug 164 Tage, was auf die mittlere Tragezeit aller Tiere mit knapp 5 Monaten Einfluß nahm.

Vom makroskopischen Aspekt her zeigten sich keine Auffälligkeiten bis auf die Hüften der Tiere Nr. 12 und Nr. 22. Wie bereits geschildert zeigten sie bei der ersten postoperativen Röntgenaufnahme luxierte Hüften. In Funktionsaufnahmen waren die Implantate in unverändert korrekter Stellung und festem Sitz. Eine erfolgreiche Reposition konnte nicht durchgeführt werden. Klinisch schonten diese Tiere ihre linke Hüfte eigentlich über den gesamten Beobachtungszeitraum und belasteten nie physiologisch.

Bei der Autopsie bot sich folgendes makroskopisches Bild: Schenkelhals und Implantat zeigten kranial zwar unmittelbaren Kontakt, die Schale saß jedoch fest, und unter ihrem Rand war keine Resorptionszone zu finden, was die erste Befürchtung einer Gefäßabklemmung im kranialen Schenkelhals mit nachfolgender Nekrose widerlegte. Über der Kappe hatte sich im Sinne einer Nearthrose eine Sekundärpfanne ausgebildet. Diese war weich, von dicker bindegewebiger Struktur und nicht knöchern konsolidiert (Abb. 9a). Das ursprüngliche Acetabulum dagegen war entrundet und atrophisch.

Bei den Tieren Nr. 8 und Nr. 19 mußten wir annehmen, daß das Implantat nicht sicher fest war nach 114 bzw. 203 Tagen (Tab. 3). Es ließ sich zwar nur durch größeren Kraftaufwand vom Zement trennen, doch zuvor schienen Minimalbewegungen in der Grenzschicht zwischen Zement und Knochen möglich.

In allen übrigen Fällen fanden sich makroskopisch keine Auffälligkeiten, auch der radiologisch geäußerte Verdacht eines allmählichen Aufbrauchens bzw. einer Verdünnung des Schenkelhalses im weiteren Verlauf konnte nicht bestätigt werden. Dazu bedarf es längerdauernder Studien bei verbesserten Verhältnissen, was die Darstellung des Schenkelhalses angeht. Bei der histologischen Prüfung bestätigten sich schließlich bereits angesprochene Vermutungen: dort, wo sich das Implantat nicht optimal in der Nativpfanne einstellte (Nr. 12, 22), fand sich eine dicke bindegewebige Ersatzpfanne. Unter dem Mikroskop zeigten die Präparate eine ziellose Anordnung von kollagenen Fasern und Zellen in der Grundsubstanz (Abb. 17a). Nur oberflächlich, an der Kontaktfläche zur Kappe, waren die Fasern eher parallel angeordnet, dazwischen vereinzelte Osteoblasten wie Osteoklasten und Fibroblasten im Sinne einer fibrösen Regeneration (Abb. 17b). Auch in den Fällen, in denen sich die Kappe in der Nativpfanne befand, war eine Bindegewebsreaktion besonders am Pfannenrand festzustellen: sicherlich das Ergebnis veränderter Größen- und Druckverhältnisse bei inkongruenten Gelenkflächen, dadurch, daß wir das Acetabulum nicht prothetisch ersetzt hatten.

Unter den Kappen, speziell an der Knochen-Zement-Grenze ergaben sich folgende Gesichtspunkte: es fand sich in fast allen Fällen ein enger Knochen-Zement-Kontakt mit einer oberflächlichen lamellären Knochenschicht und einem darunterliegenden Gerüst mehr oder weniger stark ausgeprägten Geflechtknochens (Abb. 18a,b), der dazu tendierte, sich lamellär zu verstärken. Dies war eine Bestätigung früher gewonnener Ergebnisse von DRAENERT 1979 und PFÖRRINGER 1980 (22, 83).

In den beschriebenen Luxations Hüften (Tier Nr. 12 und 22) fanden wir im Hüftkopf bzw. an der Grenzschicht zum Zement folgendes Bild: außer einer Formanpassung waren histologisch keine nennenswerten Umstrukturierungen im Sinne aktiven Knochenumbaus feststellbar. Im Gegenteil schien es uns, als ob im Vergleich zur Gegenseite eine Bälkchenrarefizierung, an manchen Stellen eine -verplumpung eingetreten wäre (Abb. 19). Die Osteocytenhöhlen waren nur noch zum Teil bewohnt. Im Knochenmark war eine Homogenisierung eingetreten, die vergleichbar "bunten" Bilder der vorangegangenen Untersuchungen wurden nicht bestätigt (Abb. 20). Wie zu erwarten, zeigte auch bei diesen minderbelasteten Hüften der lamelläre Knochen an der Grenzschicht direkten Kontakt mit dem Zement.

Bei den Tieren Nr. 8 und Nr. 19, deren Implantatverankerung Mikrobewegungen zuließ, erlangten wir folgende histologischen Erkenntnisse: der Knochen war vital, alle Osteocytenhöhlen waren bewohnt, aber zwischen Zement und Knochen hatte sich eine dünne, an manchen Stellen nur wenige Zellen dicke Bindegewebsschicht gebildet. In dieser Schicht lagen Zellen und Kollagenfasern parallel zur anliegenden Knochenoberfläche angeordnet, Osteoklastenaktivitäten waren nicht sichtbar. Knochenbruchstücke oder aufgebrauchte, resorbierte Zonen stellten sich ebenfalls nicht dar.

Bei Versuchstier Nr. 24 war die Implantation einer größeren Schale mit 14 mm Außendurchmesser nötig gewesen (s.Kap.III.1.): erwartungsgemäß waren die bindegewebigen Reaktionen auf Seiten

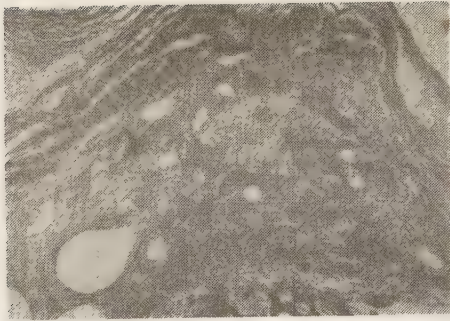


Abb.17.a. Ersatzpfanne (van Gieson, 10-fach, nach 184 Tagen) Ziellose Anordnung kollagener Fasern, in ihrem Verlauf parallel zur Implantatoberfläche angeordnet. Die Pfeile zeigen eine Muskelfaserinsertionszone.

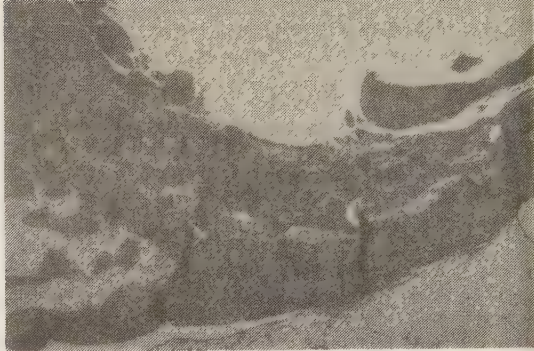
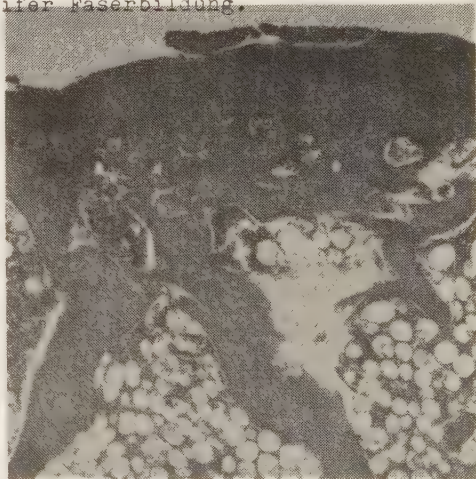
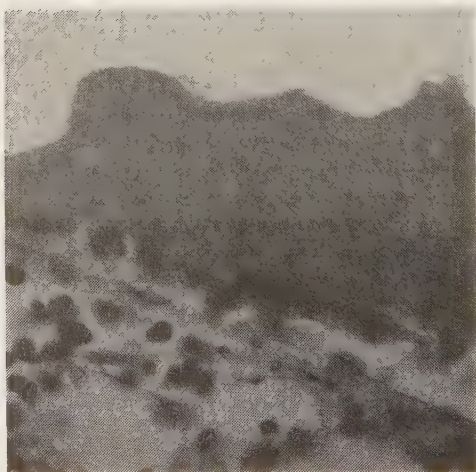


Abb.17.b. Kontaktfläche der Ersatzpfanne zum Implantat (HE, 10-fach, nach 184 Tagen): die größeren Pfeile zeigen die Grenzlinie der Kontaktfläche mit mehr oder weniger parallelem Faserverlauf und ungeordneter Zellansammlung zum Lamellenknochen. Die kleineren Pfeile markieren eine Zone noch jüngerer und unreifer Faserbildung.

Abb.18.a. Kontaktzone Zement-Knochen (HE, 10-fach, Ergebnis nach 120 Tagen) Es findet sich eine oberflächliche, querverlaufende, lamelläre Knorpelschicht. Die Osteocytenhöhlen sind bewohnt, im Markraum überwiegen die Fettvakuolen, kaum Zeichen einer reparativen, zell- bzw. faserreichen Entzündungsreaktion.



- Abb.18.b. Vergrößerung von Abb.18.a. Kontaktzone Zement-Knochen (HE, 60-fach, Ergebnis nach 120 Tagen) Oberfläche des Hüftkopfes nach Entfernung des Metall-Cups und des Knochenzementes. Keine Ausbildung einer Bindegewebsmembran, kein Anhalt für avaskuläre Nekrose. Abgußförmiges Oberflächenrelief der Knochengrenze entsprechend der ehemaligen Zementinnenschicht. Deutliche lamelläre Knochen-schichtung an der Grenze, bewohnte Osteocytenhöhlen, dünner Osteoblastenrandsaum.



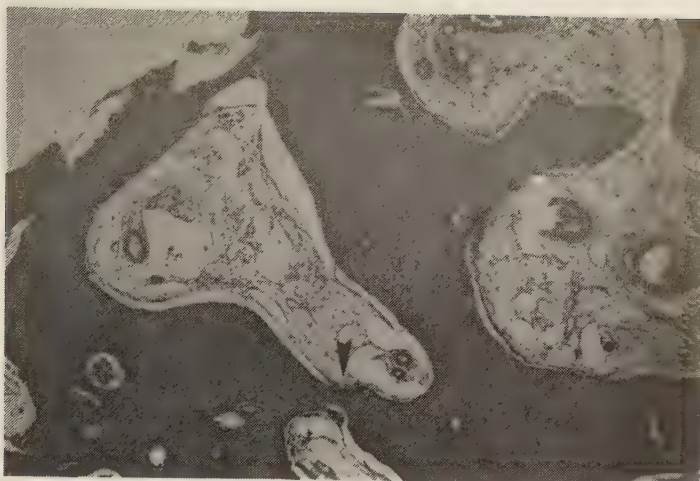


Abb.19. Zement-Knochen-Grenzschnitt
(HE, 10-fache Vergrößerung, Ergebnis nach 140 Tagen, Luxationshüfte): die Trabekelstrukturen sind deutlich verplumpt, die Osteocytenhöhlen nur teilweise bewohnt, das Knochenmark fast ausschließlich mit Fettvakuolen durchsetzt. Der Pfeil zeigt eine flache "ausgedünnte" Zone als Ausdruck einer vermehrten Knochenresorption bzw. "Brüchigkeit".

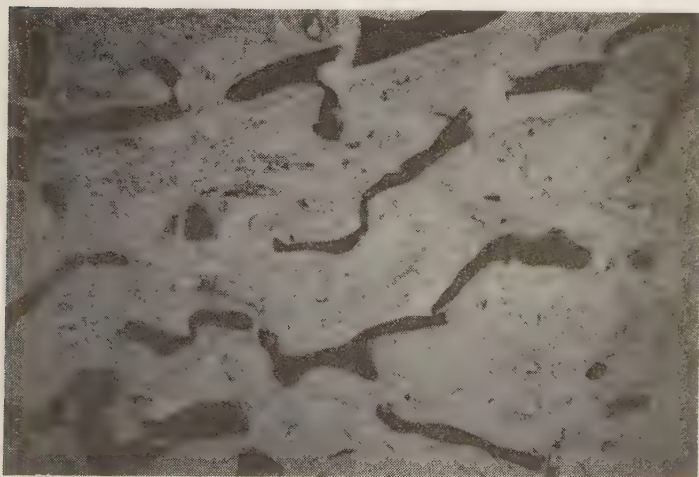


Abb.20. Kaninchenhüftkopf
(van Gieson, 10-fach, Ergebnis nach 140 Tagen, Luxationshüfte): man erkennt die Verdünnung und die abnorm geringe Verzweigung der Knochenbälkchen i. S. e. hochgradigen Osteoporose, sowie die Ausweitung des Markraumes. Trotz Reduktion des Knochengewebes kein atrophisches Knochenmark, es ist aktiv - jedoch mit reichlich Fettvakuolen durchsetzt.

des Acetabulums nach 175 Tagen (Tab. 3) weitaus heftiger, als dies bisher in anderen Fällen beschrieben werden konnte. Am Rand der Nativpfanne hatte sich ein bindegewebiger Kranz erhoben, der bis zum Kappenrand reichte und so das Implantat regelrecht einschloß.

Bei 16facher lichtmikroskopischer Vergrößerung des Blockpräparates sahen wir das Ergebnis insuffizienter Verankerungstechnik (Abb. 21a): ein schlechter initialer Kontakt war während des Implantationsvorganges zwischen Zement und Knochen erzielt worden, in diesem Falle dargestellt durch eine Luftblase nahe dem Zenit der Grenzfläche. Eine deutliche Bindegewebsschicht bedeckte in diesem Bereich die Knochenoberfläche (Abb. 21b). In ihr waren Zellen und Fasern mehr oder weniger ziellos angeordnet, eine milde Osteoblasten- wie Osteoklastenaktivität war sichtbar. Diese Bindegewebsschicht verlagerte sich nicht über den Rand der Luftblase hinaus, dort war wieder direkter Knochen-Zement-Kontakt gegeben (Abb. 22).

Anmerkung zu den Komplikationen

An dieser Stelle seien nochmals die 5 beschriebenen Komplikationsfälle (Nr. 2, 4, 9, 17, 20) angeführt, die aus der eigentlichen Studie ausgeklammert wurden (Tab. 1 und 3).

Bei den Tieren Nr. 2 und Nr. 4 ließ sich Pus aus der Op-Wunde entleeren. Wir mußten diese Tiere am 5. postoperativen Tag einschläfern.

Die avaskuläre Nekrose unter dem Kappenrand bei Tier Nr. 17 wurde bei der radiologischen Auswertung bereits erwähnt (Abb. 8).

Histologisch fanden wir in diesem Fall nach 60 Tagen auf dem frakturierten Schenkelhalsrest Bindegewebe, in den Trabekelzwischenräumen Zeichen der Markfibrose, Hypotrophie der einzelnen Trabekel mit leeren Osteocytenhöhlen, Mikrofrakturen, verwaschenen Konturen und feinen Fissuren entlang der Kittlinien (Abb. 23, 24).

Bei den Tieren Nr. 9 und Nr. 20 waren die zu varisch implantierten Kappen abgerutscht und an der Grenzschicht Zement-Knochen disloziert (siehe auch Abb. 6).

Histologisch waren diese Fälle nicht verwertbar, die ungefärbten Schenkelhalsreste erlaubten den groben Vergleich mit einer intraoperativ gesehenen hyperreaktiven Pseudarthrose nach Fraktur: der Verdacht frustraner bindegewebig überschießender Reparatursversuche ist naheliegend (Abb. 25).

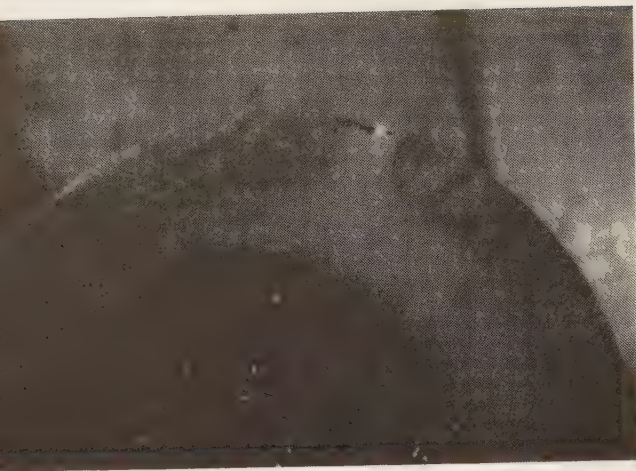


Abb. 21.a. Medianes Längsschnittpräparat eines Kaninchenhüftkopfes mit dem Implantat in situ (ungefärbt, 8-fach, nach 200 Tagen): es findet sich eine große Luftblase im Zenit der Kontaktfläche zwischen Knochenzement und Knochen. Die Pfeile begrenzen eine interponierte Bindegewebschicht.

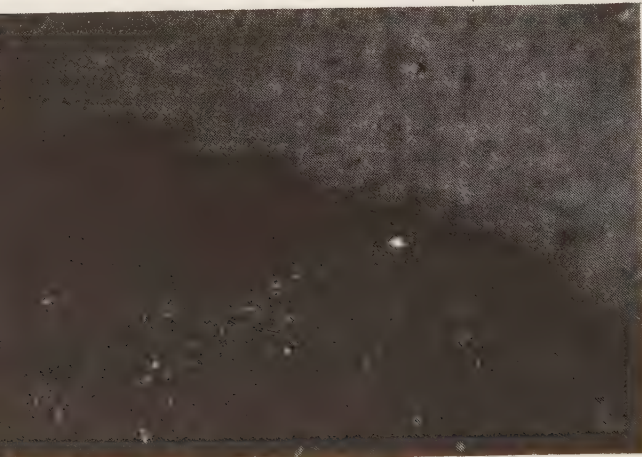


Abb. 21.b. Vergrößerung von Abb. 21.a. (50-fach) Eine dicke Bindegewebschicht ist sichtbar, die gesunden Knochen auflagert. Diese Schicht ist durch Pfeile kenntlich gemacht. In den intersponierten Hohlräumen finden sich metallische Schleifrückstände.

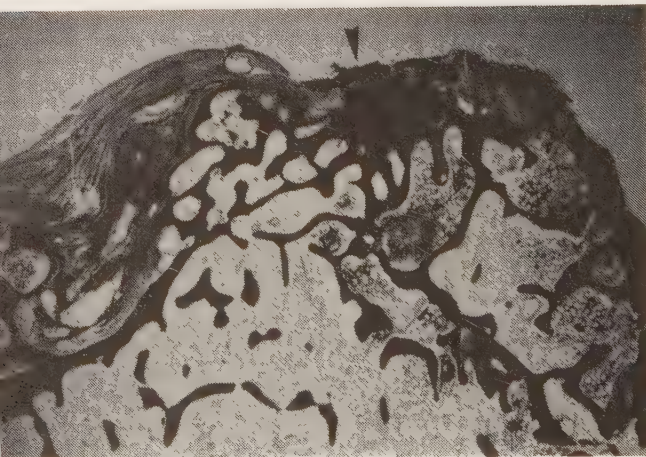


Abb. 22. zeigt das mikroskopische Korrelat zu Abb. 21.a, b. (van Gieson, 10-fach): Knochenzement und Implantat sind abgelöst, im Bereich unterhalb der ehemaligen Luftblase findet sich Bindegewebe mit parallel zur Oberfläche ausgerichtetem Faserverlauf. Diese Schicht verlagert sich nur wenig über den Rand der Luftblase hinaus, dort findet sich wieder enger Knochenzement-Kontakt (Pfeil).

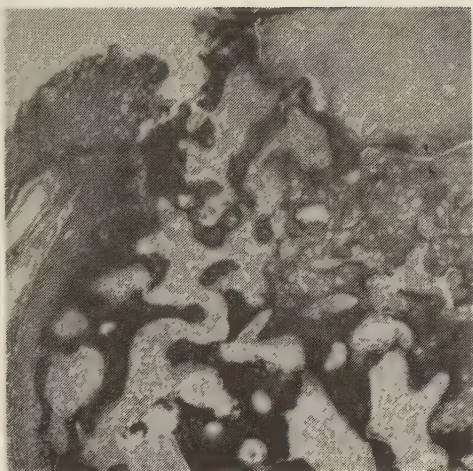


Abb. 23. Frakturierter Schenkelhalsrest (van Gieson, 10-fach, Ergebnis nach 63 Tagen): es finden sich rarefizierte Bälkchenstrukturen, im linken Bildteil dem Knochen aufgelagertes Bindegewebe, die Pfeile markieren eine Fissur entlang der Kittlinie zwischen Knochen und jungen, bindegewebigen, unreifen Vorstufen am rechten oberen Bildrand.

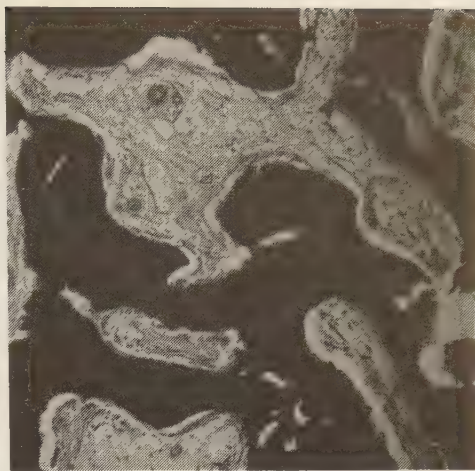


Abb. 24. Schenkelhalsrest nach avaskulärer Nekrose und Fraktur (van Gieson, 32-fach, nach 63 Tagen): deutliche Zeichen der Markraumfibrose, teils verplumpte, teils rarefizierte Bälkchenstrukturen. Die Pfeile zeigen Mikrofrakturen. Die Osteocytenhöhlen sind nur noch teilweise bewohnt.

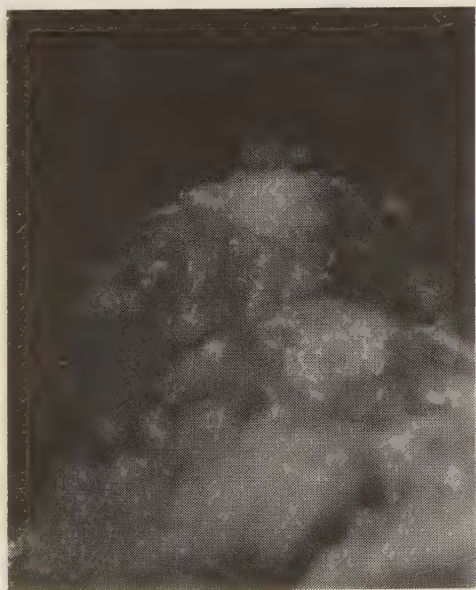


Abb. 25. Kaninchenhüftkopf nach in-vivo-Dislokation der Schalenprothese (ungefärbt, 6.5-fach, Ergebnis nach 42 Tagen): überschießende Bindegewebsreaktion, dem entknorpelten Hüftkopf aufgelagert.

IV. Diskussion

1. Problematik und Fehlerquellen

Auf dem Jahrestreffen der Hüftchirurgischen Gesellschaft der USA (Hip Society) in Las Vegas 1981 wurde von den Referenten die Bedeutung der reinen Grundlagenforschung im Bereich der Endoprothetik hervorgehoben. Dies berichtet uns K. DRAENERT im Wissenschafts-Teil der Süddeutschen Zeitung Nr. 70 vom 25.03.1981 (25).

Die kritische Überprüfung von Früh- wie Spätergebnissen und das Aufdecken operativer Unzulänglichkeiten - besonders beim Vorgang des Einzementierens - haben zu dieser Forderung geführt. Im Detail des Verbundes zwischen Zement und Knochen können noch sehr viele Verbesserungen für die Verankerung von Endoprothesen erreicht werden.

Die Grundlagenforschung konzentriert sich daher in einem großen Maße auf die Probleme der Grenzzone. M. JÄGER, M. H. HACKENBROCH und H. J. REFIOR trugen dem bereits im Jahre 1980 Rechnung mit dem 2. Münchner Symposion für experimentelle Orthopädie, das die "Grenzschichtprobleme der Verankerung von Implantaten unter besonderer Berücksichtigung von Endoprothesen" behandelte.

Während die einen Arbeitsgruppen vordergründig die morphologischen Antworten auf verschiedene Implantate (6, 7, 52, 79, 106, 119) bzw. Knochenzemente (9, 12, 13, 20, 23, 24, 29, 40, 41, 54, 58, 74, 106, 115, 116, 117) erforschen, so stellen andere wiederum für die Qualität der Implantatverankerung mechanische Erklärungen in den Vordergrund (17, 18, 19, 22, 26, 39, 46, 68, 85, 93, 97, 103, 104). Experimentelle Arbeiten im Tierversuch - bezogen auf diese Probleme allgemein - sind zahlreich vorhanden (6, 39, 41, 52, 58, 119). Speziell den schalenprothetischen Oberflächenersatz am Hüftgelenk

betreffend, sind Veröffentlichungen von MENDES et al. (1974), DRAENERT und HOFMANN (1978) und HEDLEY et al. (1979) bekannt (61, 21, 44), die ihre Studien mit Hunden bzw. Affen durchführten.

Vergegenwärtigen wir uns in diesem Zusammenhang noch einmal die klare Fragestellung bei der Planung dieser experimentellen Arbeit:

- Bleibt der Knochen von Hüftkopf und

- Schenkelhals unter der einzementierten Schalenprothese vital? Wenn nicht, sind darin die Gründe für Lockerungen durch avaskuläre Nekrosen zu sehen?

- Wie verhält sich die histobiologische Gewebereaktion an der Grenzschicht zwischen Knochen und Knochenzement?

Die ursprüngliche Zielsetzung war, eine rein morphologische Antwort in Form histopathologischer Studien und fluoreszenzmikroskopischer Untersuchungen zu obigen Fragen zu geben. Eine gesonderte Versuchsanordnung zur Erforschung der Lokalisation der eingetretenen Veränderungen bei ganz bestimmten - und auch klar definierten - mechanischen Belastungen wurde nicht erstellt.

Im Verlauf der Arbeit erwuchs die Überzeugung, daß man keinesfalls das eine vom anderen trennen sollte, da unter veränderten, ständig wechselnden mechanischen Einflüssen eine veränderte biologische Antwort zu erwarten ist, gemäß der biomechanischen Erkenntnisse von PAUWELS (77, 78). Der lebende Knochen stellt sich in seiner Form, inneren Architektur und Festigkeit auf die einwirkenden mechanischen Beanspruchungen ein (WOLFF, 1892) (118).

Eine isolierte biologische wie mechanische Betrachtungsweise und damit eine Aussage zur Qualität bzw. Dauerhaftigkeit von implantierten Gelenkendoprothesen scheint in meinen Augen nicht möglich, genausowenig eine befriedigende Ursachenforschung ihrer Komplikationen.

Zur Verdeutlichung seien dazu zwei Beispiele aus der Literatur angeführt:

Bereits 1956 konnten MITTELMEIER und SINGER (66) in einer grundlegenden histopathologischen Studie anhand von 8 Alloplastikgelenken der Gebrüder JUDET (JUDET-Hüftendoprothesen) chemische Reaktionen und biomechanisch bedingte Anpassungsvorgänge des Stützgewebes nachweisen. In einem "exceptionellen Schlüsselfall" (68) konnten sie zeigen, daß in einem Fall ohne jede mechanische Belastung bei ständiger Bettruhe des Patienten außer einer Formanpassung histologisch keine Umstrukturierung im Sinne eines Knochenumbaus stattfanden. Dies deckte sich nicht mit den Ergebnissen von belasteten Fällen dieser Studie, bei denen sich deutliche Veränderungen in der knöchernen Hauptkraftaufnahmezone zeigten.

1980 berichtete DRAENERT (23) von einem Patienten, der mit einer totalen Hüftendoprothese der herkömmlichen Art versorgt und drei Monate nach der Operation an den Folgen einer Lungenembolie verstorben war. Der Patient hatte für diese Zeit das Bein nicht belastet. Histologisch konnte im Femurschaftbereich Lamellenknochen in geschlossenem Kontakt zum Zement nachgewiesen werden. Dies bestätigte DRAENERTS Ergebnisse im Tierversuch (21) von 1978, daß ein Implantat unter einem stabilen Gleichgewicht der Kräfteverhältnisse primär angiogen knöchern einheilen kann, insofern Oberflächenverschiebungen auf Grund von Biege- und Scherbeanspruchungen vermieden werden.

Greifen wir nun die zwei Versuchstiere Nr. 12 und Nr. 22 aus unserer Studie heraus, die ihren linken Hinterlauf stark schonen, so stoßen wir auf vergleichbare Erkenntnisse (s. Seite 34), daß unter Schonungsvoraussetzung eine andere morphologische Antwort gesehen wird, als im Normalfall bei Belastung. Dies soll uns zeigen, daß man nicht alleinig biologisch-morphologische Kriterien ins Feld führen darf, sondern daß der Beurteilung biologisch-mechanischer Faktoren ebensoviel Bedeutung zugemessen werden muß, will man eine ernstzunehmende Aussage in der Grenzschichtanalyse treffen,

die auch Allgemeingültigkeit und Aussagekraft bezüglich der Dauerhaftigkeit der Implantate besitzen soll.

Andersherum dürfen alleinige biomechanische Untersuchungen zur weiteren Interpretation nur herangezogen werden, wenn zementfrei biochemisch inerte Keramikendoprothesen implantiert wurden.

Ob nun alle unsere Versuchstiere, bei denen wir vergleichbare histologische Ergebnisse sahen, zuvor wirklich physiologisch belastet hatten, ob Vierbeiner im Falle einer einseitigen Prothesenversorgung überhaupt noch physiologisch belasten können, muß offenbleiben. Daß sie bis zu einem gewissen Grade in unserem Fall belastet haben, geht aus den klinischen Verlaufsbeobachtungen hervor.

Betont werden soll dies, daß diese Arbeit keinen Anspruch auf Allgemeingültigkeit bzw. Übertragbarkeit der Ergebnisse auf Schalenprothesenimplantationen beim Menschen anstrebt, sondern nur klar beweist, daß unter bestimmten biomechanischen Voraussetzungen - d. h. im Vierbeiner-Tierversuch, Implantation von kleinen Schalenprothesen - und bei bestimmten biologischen Gegebenheiten - d. h. gesunden Knochenverhältnissen - ein histologisch reproduzierbares Ergebnis gesehen wird, welches im besonderen Einzelfall sicher auch für Implantationen am menschlichen Hüftkopf Geltung besitzt.

Dies sei der kritischen Betrachtung unserer Gesamtergebnisse vorangestellt.

2. Beurteilung der Ergebnisse

In unserer Tierstudie mit 25 endoprothetisch versorgten Kaninchenhöften zeigten die Hüftköpfe histologisch verschiedene Gewebereaktionen auf den Oberflächenersatz. Diese lagen entgegen früherer Untersuchungen (83) weniger gegen das

Zentrum des Hüftkopfes zu, als hauptsächlich an der Knochen-Zement-Grenzfläche, was uns besonders eindrucksvoll die fluoreszenzmikroskopischen Analysen zeigten. Die verschiedenen Gewebereaktionen nahmen in der postoperativen Beobachtungszeit kontinuierlich ab.

Die Grenzfläche zwischen Knochen und Knochenzement zeigte nur geringe morphologische Strukturveränderungen, die Knochen-trabekel hatten sich der unregelmäßigen Oberflächenform des Knochenzementes an der Grenzschicht in funktionellem Sinn angepaßt. Frische oder alte, mittlerweile bindegewebig umgebauete Nekrosezonen wurden nicht gesehen.

Fluoreszenzmikroskopische Untersuchungen zeigten uns, daß im Hüftkopf ein Knochenstoffwechsel in normalem Ausmaß stattfand, ebenso wie in der Knochenschicht unmittelbar unter der Zement-schicht. Initial, d. h. 2 bis 3 Wochen postoperativ, fand an der Grenzschicht ein gewisser Reparationsvorgang statt, hervorgerufen durch thermisch-toxische Läsionen durch den hochpolymerisierenden Knochenzement.

Zu diesem Zeitpunkt erkannten wir auch eine bindegewebige Reaktion, geht man davon aus, daß freie Zellen wie z. B. Histiocyten nur im Bindegewebe, nicht aber im Stützgewebe vorkommen. Wir hatten den Eindruck, daß diese apostrophierte Bindegewebsreaktion proportional zur Zeitspanne nach der Operation abnahm, niemals zur Ausbildung einer Membran führte.

Wichtig für unsere Aussage ist, daß diejenigen Hüften, die in der Röntgenverlaufskontrolle keine Lockerungszeichen zeigten, bzw. vom klinischen Standpunkt her fest erschienen, auch nach der Autopsie und mikroskopischen Aufbereitung keine insuffizienten Kontaktzonen zwischen Knochen und -zement aufwiesen. Eine bindegewebige Reaktion, bzw. manifestes Bindegewebe sahen wir nur in den Fällen, in denen wir bereits bei der Operation keinen engen Kontakt zwischen dem Zement und den Knochen-trabekeln des spongiösen Knochens erzielen konnten bzw. in der Röntgenverlaufskontrolle den Verdacht äußern mußten,

einen suboptimalen Sitz der Implantate erreicht zu haben. Unsere Ergebnisse verleihen der Ansicht Ausdruck, daß die knöchernen Strukturen von Hüftkopf und Schenkelhals gut den Implantationsvorgang mit Knochenzement tolerierten, und zwar über die gesamte Beobachtungszeit von durchschnittlich 5 Monaten, und daß sich die Knochentrabekel den Unregelmäßigkeiten der Zementschicht - nach initialem Umbau der thermisch-toxischen Härtungsschäden - gut anpaßten.

Die Beobachtungen von DRAENERT und HOFMANN (22), daß unter der Kappe nach initialem Umbau oberflächlicher, durch toxische Einflüsse des Zements nekrotisierter Knochenbälkchen im Spongiosafachwerk ein Gerüst aus jungem Geflechtknochen entsteht, welches anschließend lamellär konzentrisch in Richtung der resultierenden Kräfte verstärkt wird, stimmen mit unseren vorliegenden Ergebnissen überein.

Die Ergebnisse von HEDLEY et al. (44), die den Oberflächenersatz im Tierversuch an Hunden mit zementfixierten Kappen durchführten, stehen mit unseren eigenen Ergebnissen nur teilweise in Einklang. HEDLEY fand einen innigen Kontakt zwischen Knochenzement und Knochen an der Grenzschicht nur in den Frühergebnissen seiner Serie, d. h. bis maximal 2 Wochen postoperativ. In allen anderen Fällen, in denen die Prothesen länger als 18 Tage implantiert waren, sah er eine fibröse Membran zwischen Zement und Knochen. Der Durchmesser dieser Membran wird zwischen wenigen Zellen und mehreren Millimetern Dicke beschrieben, die Bestandteile sind lockeres Kollagenfasergewebe mit einigen wenigen Zellen. Bei guter initialer Fixierung der Implantate, so behauptete er, war die Membrانبildung gering, bei mangelhafter Fixation trat sie früher auf und war dicker. In diesen letztgenannten Fällen war dann auch eine rege Osteoklastenaktivität zu erkennen. Die Dicke der Membran war in der druckaufnehmenden Zone am größten. Unsere eigenen Ergebnisse zeigen uns jedenfalls, daß bei suffizienter, d. h. im speziellen Fall der Schalenendoprothese nun einmal optimaler Verankerung ein direkter Kontakt zwischen Zement und Knochen herstellbar ist, ohne Ausbildung eines

Bindegewebsinterponates, und zwar auf längere Dauer. Es ist dies sicher nicht das in der modernen Fraktur- und Osteosynthesenlehre beschriebene allgemein gültige Prinzip der primär angiogenen Knochenheilung (53, 92) im Sinne einer Kontaktheilung bei statischer Kompression, sondern eher eine Art Spaltheilung mit initialer von Osteoblasten begleiteter Gefäßeinsprossung, welche parallel zur Zementschicht verlaufenden lamellären Knochen bildet.

MENDES et al. (61), die ihre tierexperimentellen Arbeiten im "Hospital For Special Surgery" in New York 1974 durchführten, verzeichneten in ihren Ergebnissen eine Vielzahl avaskulärer Hüftkopfnekrosen.

Übereinstimmend mit HEDLEY (44) glauben wir, daß dies auf unterschiedliche Gründe zurückzuführen ist: unter anderem die Operationstechnik - der Autor spricht von ausgedehnten Fräsvorgängen -, das gleichzeitige Vorgehen an beiden Hüften, minderwertiges Implantatmaterial - d. h. Polyäthylen artikulierend mit Polyäthylen - und die ausgeprägte Phagocytenreaktion in den periartikulären Geweben, hervorgerufen durch erhebliche Abriebproduktion.

Daß wir - entgegen unserer eigenen Erwartungen vor Beginn der Studie - nur in einem Falle eine avaskuläre Nekrose mit nachfolgender Schenkelhalsfraktur sahen, ist wohl der genauen Versuchsvorbereitung, akribischen Operationsweise, anatomischen Betonung des Kappensitzes und kritischen Materialauswahl zuzuschreiben.

Vergleichen wir nun unsere Ergebnisse nicht nur mit ähnlichen Tierexperimenten und Ergebnissen der Schalenendoprothesenforschung, sondern mit den zu Beginn der Diskussion (s. Seite 42) aufgeführten grenzschichtorientierten Arbeiten im allgemeinen, sei es die Grenzschicht zwischen Implantat und Knochen oder Zement und Knochen, so finden wir kaum Übereinstimmung der Erkenntnisse.

Die Ergebnisse der auf Seite 42 angegebenen Literaturreferenzen kann man wie folgt zusammenfassen, wobei uns das Werk von SWANSON "Die wissenschaftlichen Grundlagen des Gelenkersatzes" (98) und der Bericht des 2. Münchner Symposions für experimentelle Orthopädie von JÄGER et al. (48) beste Kontrollmöglichkeiten geben: danach wird übereinstimmend eine bindegewebige Entscheidung, die 2 Jahre nach Implantation beschrieben wird und bis zu 1,5 mm Dicke betragen kann, sowohl bei einzementierten wie nicht einzementierten Implantaten beobachtet.

Rein mechanisch gesehen gehen die ersten Ansichten der formativen Knochenbildung auf ROUX (88), HEINE und WOLFF (118) bzw. PAUWELS (77) zurück. Da die Prothesenverankerung nicht allein jedoch mechanischen Gesetzen wie in der Technik, sondern biomechanischen Gesetzesmäßigkeiten und Reaktionsweisen des menschlichen wie tierischen Körpers unterliegt, erfolgte weitergehende Erforschung der biomechanischen Anpassungsvorgänge, d.h. der morphologischen Antworten auf mechanische Reize durch zu Beginn der Diskussion bereits genannte Forschergruppen:

die knöcherne Verankerung eines Implantates - sei es mit oder ohne Zement - hängt weniger von der bioaktiven Eigenschaft als vielmehr von der Oberflächenverschiebung der Grenzflächen und von der Kraftübertragung über die Grenzschicht hinweg ab.

Bei künstlichen Implantaten können optimal nur Druckkräfte übertragen werden (22, 26). Wo diese Kräfte beim Lastwechsel nahezu senkrecht auf die Grenzfläche auftreffen und so keine Relativbewegungen des Implantates parallel zur Oberfläche kreieren, wird Knochen direkt an das Implantat herangeführt, analog zur stabilen Osteosynthese. Wird die ankommende Last infolge auch der E-Modul-Unterschiede von Implantat und Grenzschicht als Schubspannung oder als Tangentialspannung, d. h. schräg oder parallel weitergegeben, so wird in ersterem Falle

Knorpel, in letzterem Fasergewebe die Grenzfläche bilden (80, 81).

Nun sind diese vorgenannten Ergebnisse sämtlich nicht im Bereich des endoprothetischen Oberflächenersatzes, sondern zum größten Teil im Bereich der herkömmlichen Schaft-Endoprothetik oder besonderen experimentellen Versuchsanordnungen gesehen worden. Doch die biomechanischen Bedingungen sind bei der Schalenendoprothese der Hüfte deutlich anders: in kurzem Abstand von der Prothese nimmt der spongiöse Knochen Last auf, wie bei einem natürlichen Gelenk. Nach Ducheyne (1977) (27) ist die Belastbarkeit der Spongiosa proportional deren E-Modul und Dichte. Im Hüftkopf ist diese Spongiosa besonders dicht und ihr E-Modul $1,42 \text{ kN/mm}^2$.

Dank der dadurch erhöhten Tragfähigkeit der Spongiosa und ihrer betreffenden Querschnittsfläche im Hüftkopf, kann die eingeleitete Kraft vom Acetabulum trotz einer nur dünnen randständigen Corticalisschicht bis zu 90 % von der Spongiosa aufgenommen werden (JAKOB et al., 1978) (49).

Da die Schalenendoprothese die biomechanischen Funktionen des Hüftkopfes und Schenkelhalses erhält und vornehmlich Druckbelastungen ausgesetzt ist, die die Faserbildung durch Scher- bzw. Biegekräfte auf ein Minimum reduzieren - eine optimale Implantation senkrecht auf die druckaufnehmenden Trabekel natürlich vorausgesetzt -, ist unter den Bedingungen der biomechanischen Fragmentruhe - wie in unserem Tierexperiment wohl der Fall - mit der knöchernen Einheilung der Schale durch gesunden, d. h. lamellären Knochen zu rechnen.

3. Kritische Anmerkung zur Wertung der Ergebnisse

Was wir letztendlich aus unseren tierexperimentell gewonnenen Forschungsergebnissen mit hinübernehmen dürfen in das Anwendungsgebiet beim Menschen bedarf eingehender Prüfung.

Nach PETERSEN (82) ist eine Kollagenfaser gleich einer Kollagenfaser anzusehen, egal, ob es sich um die eines Elefanten oder einer Maus handelt. Dort, wo die Maus allerdings noch mit ungeformtem Geflechtknochen in ihrem Bewegungsapparat auskommt, benötigt der Elefant eben ein hochdifferenziertes architektonisch und statisch durchkonstruiertes Stützsystem. Genauso verhält es sich - wie in unserem Falle - im Verhältnis Kaninchen-Mensch.

Obwohl die Mechanik des Hüftgelenks beim Kaninchen zu der des Menschen deutlich differiert, sind diese Unterschiede bei der Erörterung der morphologischen Basisprobleme, die an der Knochen-Zement-Grenze bei der Implantation von Schalenendoprothesen auftreten zwar nicht zu vernachlässigen, jedoch nicht von entscheidender Bedeutung.

Zu berücksichtigen ist sicherlich, daß das Implantationsergebnis in hohem Maße abhängig ist von der Knochenqualität und daß das Kaninchen als quadropedisches Lauftier über eine im Verhältnis zum Körpergewicht günstige Trabekelstruktur im coxalen Femur verfügt, der Mensch hingegen als bipedisches "faules Sitztier" eher ein ungünstiges Verhältnis von Gewicht und Trabekelstruktur bzw. Knochenqualität aufweist.

Die Kaninchen in unserer vorliegenden Studie besaßen mit Sicherheit bessere Knochenverhältnisse mit größerer Plastizität bei Reparationsvorgängen als Menschen im Operationsalter bei bereits vorliegenden pathologischen Knochenveränderungen.

So sind die Ergebnisse dieser Studie zugegebenermaßen unter "optimierten" Bedingungen zu sehen: Anwendung fanden gesunde Versuchstiere mit normalen Durchblutungsverhältnissen am

coxalen Femurende, die als Vierbeiner eine größere Schonungs- und Entlastungsmöglichkeit besaßen, zudem entstand ein gefiltertes Ergebnisbild dadurch, daß Komplikationsfälle aus der Studie ausgeschlossen bzw. unter gesonderter Betrachtungsweise aus konträrer Sicht zum Beweis eines möglichen Normalverlaufes herangezogen werden konnten, und außerdem war der Nachuntersuchungszeitraum auch im längsten Falle zu kurz, um eingehend zum Problem der Knochenatrophie durch Streßprotektion Stellung nehmen zu können.

Einzig und allein längerdauernde experimentelle Studien mit Tieren mit degenerativen Hüftveränderungen bzw. artifiziell gesetzten Durchblutungsstörungen könnten hierzu weiter Aufschluß geben.

Wie bereits erwähnt, soll es auch nicht Ziel und Zweck dieser Arbeit sein, vorbehaltlos Erkenntnisse in das Anwendungsgebiet beim Menschen zu übernehmen. Es ist hiermit lediglich der Beweis angetreten, daß unter oberflächenerhaltenden Implantaten an der Hüfte Knochen unter biomechanischen Neutralbedingungen in die unregelmäßige Zementoberfläche einwachsen und so das Kappenimplantat einscheiden kann und somit denjenigen Stimmen Erwidierung entgegengebracht werden kann, die ein häufiges Mißlingen dieser Methode in klinischen Fällen sogleich mit einer globalen Ablehnung des gesamten Denkmodells wegen eines vermuteten systemischen Überlegungsfehlers abtun wollen.

4. Klinische Erfahrungen im Vergleich

Die klinischen Erfahrungen stützen sich in der Staatlichen Orthopädischen Klinik der Universität München, Harlachinger Straße, im Zeitraum von Mai 1976 bis Dezember 1981 auf insgesamt 45 implantierte Schalenendoprothesen nach WAGNER. Versorgt wurden 40 Patienten, d. h. also 5 Patienten an beiden Hüften.

Als Komplikationen für diesen Zeitraum der "Kurzzeitergebnisse" (Durchschnittsbeobachtungszeit lediglich 2 1/4 Jahre) sind 14 gelockerte Implantate bei 13 Patienten zu nennen, das sind immerhin 31 %. Wir stützen uns auf die Nachuntersuchungsergebnisse bei 22 Patienten mit insgesamt 24 implantierten Schalenendoprothesen (59).

Das Patientenalter betrug zum Zeitpunkt der Operation zwischen 32 und 57 Jahren, im Durchschnitt 45,8 Jahre. 27 Patienten (= 60 %) waren weiblichen, 18 Patienten (= 40 %) männlichen Geschlechts. Bei den nachuntersuchten Fällen lag die Operation zwischen 2 und 59 Monaten zurück, die durchschnittliche Beobachtungszeit betrug 27 Monate, d. h. 2 1/4 Jahre.

Die Indikationen wurden nur sehr zurückhaltend gestellt. In Frage kamen nur stark bewegungseingeschränkte und/oder äußerst schmerzhafteste Hüfterkrankungen, bei denen keine hüftnahen korrigierenden Umstellungsosteotomien mehr möglich waren und die Destruktion der Gelenkkörper nicht fortgeschritten war, außerdem biomechanische "Normalverhältnisse" - physiologischer CCD-Winkel von 130 Grad, keine Medialisierung bzw. Lateralisierung durch bereits vorgenommene Umstellungsosteotomien - annähernd gegeben waren.

Die Coxarthrose stand mit 44 % der Fälle an der Spitze der Indikationsliste bezüglich Ätiologie, gefolgt von der c.P. mit 36 % und der Hüftkopfnekrose mit 20 %.

Die angewandte Operationstechnik hielt sich weitgehend an die von WAGNER beschriebene (112). In über 84 % kamen kleine bis mittlere Prothesen zum Einsatz. Die Nachbehandlung erfolgte gemäß einer standardisierten Anleitung, postoperativ ergab sich ein durchschnittlicher stationärer Aufenthalt von 3 bis 4 Wochen.

Die Beurteilung der klinischen Parameter Beweglichkeit, Schmerz und Gehfähigkeit erfolgte bei den nachuntersuchten

Fällen mit Hilfe der von MERLE D'AUBIGNE et al. (62) angegebenen und von CHARNLEY (11) modifizierten Bewertungsmaßstäbe mit den Ziffern von "0" (= schlechtester Wert) bis "6" (= bester Wert).

Um sich ein Gesamtbild über die Auswirkungen von Erkrankung und Operation auf das Befinden und die Funktionsfähigkeit der Patienten insgesamt machen zu können, wurden die Einzelbewertungen für Beweglichkeit, Schmerz und Gehfähigkeit addiert - wobei ihrer klinischen Bedeutung gemäß die Wertung für Schmerz und Gehfähigkeit doppelt erfolgte - und bei kasuistischer Betrachtungsweise in Beziehung zum Zustand vor der Operation gesetzt (Abb. 26.a).

Eine Verbesserung von 12 und mehr Bewertungsstufen entsprach dabei der Benotung "I" = "sehr gut", von 7 - 11 Bewertungsstufen "II" = "gut", von 3 - 6 Bewertungsstufen "III" = "befriedigend" und von 2 Stufen oder weniger "IV" = "unbefriedigend" (Abb. 26.b).

Abschließend wurde die Bewertung des Gesamtergebnisses vorgenommen, korrigierend eingestuft durch das subjektive Patientenurteil: beurteilte dieser das Ergebnis als schlecht, d. h. unbefriedigend ("IV"), so wurde er ungeachtet vorher erzielter besserer Einzelergebnisse in die schlechteste Rubrik ("IV") eingereiht. Beurteilte er das Ergebnis als befriedigend ("III"), so erfolgte die Einordnung in die entsprechende Gruppe ("III"), es sei denn, die Bewertung klinischer Parameter hätte bereits zu einer Einstufung in der schlechtesten Gruppe ("IV") geführt. Wenn der Patient sich als völlig zufrieden ausdrückte, entschied ebenfalls die Bewertung objektiver klinischer Parameter über die Zuordnung zur Gruppe der guten ("II") oder sehr guten ("I") Ergebnisse.

Dieses Vorgehen wurde gewählt, um eine möglichst kritische, im Endergebnis eher schlechter ausfallende Beurteilung zu erstellen, als es die Einzelergebnisse möglicherweise ausagten.

Fast 2/3 der Fälle konnten im Nachuntersuchungsgesamtergebnis als "gut" bzw. "sehr gut" bezeichnet werden, mehr als 20 % waren "sehr gut" (Tab. 4.).

Eine Summationsbewertung von mindestens "20" erreichten 62 % der nachuntersuchten Fälle, was einer Einzelbewertung von "4" in allen klinischen Parametern (d. h. Gesamtbewegungsumfang 101 bis 160 Grad, leichte Bewegungsschmerzen, Langstreckengehfähigkeit mit einem Stock - Kurzstreckengehfähigkeit ohne Hilfsmittel und mit Hinken) entsprechen würde.

Eine Summationsbewertung von mindestens "25" erreichten noch 25 % der nachuntersuchten Fälle. Dies würde bedeuten, daß also 1/4 der Hüften eine Einzelbewertung von "5" in allen klinischen Parametern (d. h. Gesamtbewegungsumfang 161 - 210 Grad, zeitweise leichten Schmerzen bei großen Belastungen, Gehfähigkeit ohne Hilfen bei leichtem Hinken) erhielten.

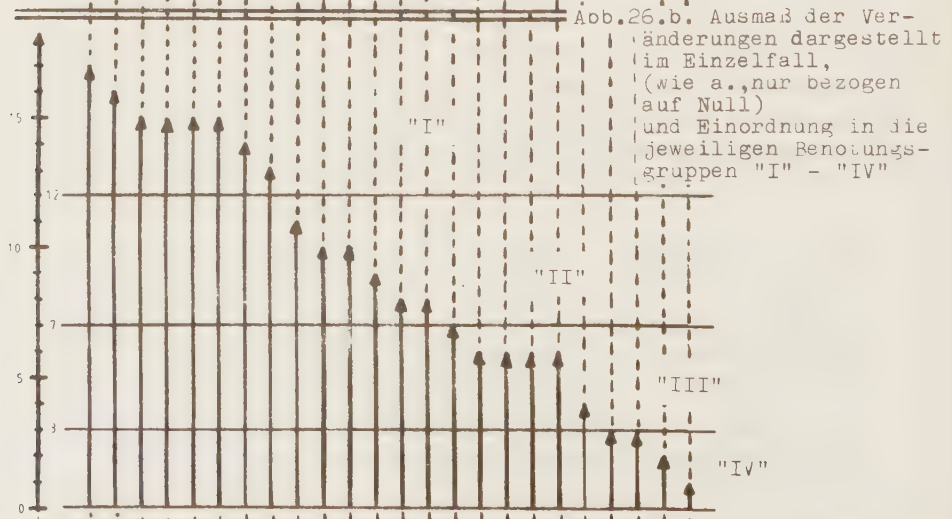
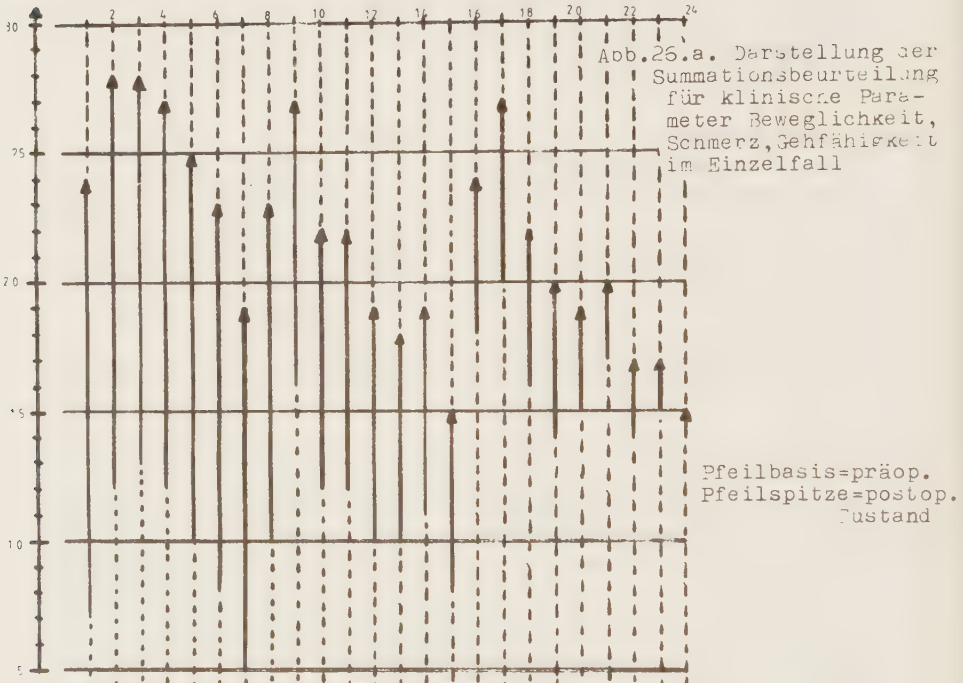
Eine Zuordnung der jeweiligen subjektiven Patientenmeinung zum Behandlungsergebnis und zur Summationsbewertung ist aus Abb. 26.c. ersichtlich.

Bei weiteren Untersuchungen ließ sich eine Abhängigkeit der Ergebnisse vom Nachuntersuchungszeitraum nicht darstellen, auffällig war nur, daß sämtliche sehr guten Ergebnisse in den frühen Nachuntersuchungsgruppen lagen, d. h. bis maximal 3 Jahre postoperativ, keines in den späten.

Bei der Gegenüberstellung verschiedener Altersgruppen untereinander, wie auch beim Vergleich mit der Gesamtverteilung lagen die Werte für die jüngste Altersgruppe (30 - 40 Jahre) nicht in der gleichen Größenordnung der anderen Altersgruppen: es fanden sich hier einerseits wenig gute und sehr gute Ergebnisse, andererseits vermehrt befriedigende bzw. nicht mehr befriedigende Ergebnisse prozentual enthalten.

Als weitere Abhängigkeit wurde die Beziehung der Ergebnisse zu den präoperativen Diagnosen untersucht: die c.P. zeigte

Abb.26.a-c. Prä- bzw. postoperative Beurteilung im Einzelfall



Tab. 4. Gesamtbeurteilung

der klinisch nachuntersuchten Fälle (n=24)

Ergebnis	Anzahl	%
sehr gut ("I")	5	20.8
gut ("II")	10	41.7
befriedigend ("III")	7	29.2
unbefriedigend ("IV")	2	8.3
	24	100.0

62.5%

Tab. 5. Gesamtbeurteilung

einschließlich gelockerter Fälle (n=38)

Ergebnis	Anzahl	%
sehr gut ("I")	5	13.0
gut ("II")	10	26.0
befriedigend ("III")	7	18.0
unbefriedigend ("IV")	16	42.0
	38	100.0

39.0%

bei der Gegenüberstellung mit den beiden anderen Diagnosegruppen Hüftkopfnekrose und Coxarthrose prozentual deutlich vermehrt gute und sehr gute Ergebnisse, vor allem zurückzuführen auf die überdurchschnittlich gute Besserung des Schmerzcharakters: c.P. - Patienten waren postoperativ fast alle schmerzfrei, d. h. in Bewertungsgruppen "5" oder "6".

So erfreulich die Nachuntersuchungsergebnisse auch anmuteten, stellt man allerdings ein allesumfassendes Gesamturteil auf, das auch sämtliche 14 gelockerten Implantate erfaßt, so sind bei nunmehr 38 betrachteten Implantaten nurmehr 13 % als "sehr gut", 26 % als "gut" und 18 % als "befriedigend" anzusehen, dagegen 42 % als "unbefriedigend" ("IV").

Die Gegenüberstellung guter und sehr guter Ergebnisse mit den nicht befriedigenden hält sich somit nicht einmal mehr die Waage (Tab. 5.).

Bei der Analyse der gelockerten Implantate ließen sich keine Beziehungen zum Patientenalter bei der Operation herstellen, genausowenig zu einer bestimmten Indikationsgruppe. Die postoperative Tragzeit bis zur Implantatlockerung betrug zwischen 4 und 56 Monaten, durchschnittlich 26 Monate. Es fanden sich keine nennenswerten Unterschiede bezüglich der Lockerungsrate innerhalb der ersten bzw. späteren Jahre nach Operation. Die Lockerungsursachen waren mannigfaltig: 3 Hüften wurden in anderen Häusern nachoperiert und entzogen sich somit den Nachuntersuchungen, in einem Falle erlitt ein Patient eine traumatische Schenkelhalsfraktur, bei einer weiteren Patientin war es zuvor im Gefolge einer Polytraumatisierung der unteren Extremitäten zur Ausbildung einer einseitigen posttraumatischen Coxarthrose und nach Implantation einer Schalenendoprothese unter fehlstatischen Belastungsfolgen zur Implantatlockerung gekommen. In einem weiteren Falle hatte der betreffende Patient wegen einer chronischen Fisteleiterung und Abszedierung bei Verdacht auf Frühinfektion der Prothese das Krankenhaus noch nicht verlassen können.

Bei 3 Fällen war es zum Abrutschen der Schalenendoprothese wegen Implantation in Varus- oder Anteversionsstellung gekommen, bei 5 Fällen zur Ausbildung avaskulärer Nekrosen, vermutlich im Gefolge druckbedingter Durchblutungsstörungen bzw. anderer implantationstechnisch bedingter, ungeklärter Mängel. Beschönigend kann man feststellen, daß letztendlich nur zuletztgenannte 5 Fälle offensichtlich unvermeidbare Lockerungen waren, was einem Prozentsatz von nurmehr 11 % Lockerungsrate entsprechen würde.

Als einheitliches morphologisches Lockerungskorrelat fand sich in allen Fällen, die histologisch nachuntersucht werden konnten (11 Fälle) im Hüftkopf- bzw. Schenkelhalsbereich unter dem gelockerten Implantat eine oberflächliche Fibrosierung mit den Zeichen einer chronischen, unspezifischen, granulierenden bzw. vernarbenden Entzündung, Blut- und Fibrinablagerungen, reaktiver Knochenumbau mit herdförmiger, ausgedehnter Geflechtknochenneubildung mit unreifen Vorstufen (Osteochondroid), teilweise Knorpel- und Knochenkallus mit Faserstrukturen und lymphoplasmazellulären Infiltrationen, außerdem nekrotische Knochensplitter in dichtem fibrösem Grundgewebe.

Dies stimmt exakt mit unseren tierexperimentellen Erkenntnissen bei Implantaten überein, bei denen von vornherein kein schlüssiger Kontakt zwischen Knochen und Knochenzement erreicht wurde. Ein bindegewebiges Interponat - von welcher Dicke auch immer - ist unserer Meinung nur in Fällen zu sehen, die bereits gelockert sind, oder aufgrund von Mikrobewegungen in der Grenzfläche zur baldigen Lockerung verdammt sind.

5. Schlußbemerkung

Die Alloarthroplastik, besonders am Hüftgelenk, ist eines der herausragenden Operationsverfahren dieses Jahrhunderts. Sie gehört neben dem Herzschrittmacher und anderen operativen Möglichkeiten am Herzen und den Gefäßen zu den großen Errungenschaften der Medizin unserer Zeit.

Doch ist jedes künstliche Gelenk - im vorliegenden speziellen Falle die oberflächenerhaltende Schalenendoprothese - selbst bei biomechanisch exakter Implantation und bestem tribologischen Verhalten des Prothesenmaterials im Vergleich zum lebenden Knochen ein toter Körper, der auf unterschiedliche, d. h. Wechselbeanspruchungen und Grenzflächenreaktionen des Gewebes im Laufe der Zeit mit einer Knochenresorption und schließlich Auslockerung des Implantates reagiert.

Inwieweit der zur Verankerung der sogenannten konventionellen Prothesenimplantation verwendete Knochenzement als chemisches Polymerisat in bezug auf seine Struktur einer Alterung unterliegt und auch auf diesem Wege im Laufe der Jahre eine Implantatlockerung induziert, ist Gegenstand eingehender Forschungsbemühungen, muß aber auf Grund klinischer Beobachtungen eher als wahrscheinlich angesehen werden (114).

Voraussetzung für die Dauerhaftigkeit jeder Alloarthroplastik ist, daß sich zwischen dem Implantat, dem "Bindeglied" Knochenzement und dem lebenden Knochen ein biologischer und mechanischer Gleichgewichtszustand einstellt. Die Vorgänge, die sich dabei abspielen, sind grundsätzlich vergleichbar mit denjenigen bei der Frakturheilung. Der Unterschied zur Fraktur besteht aber darin, daß bei dieser die Funktion der Osteosyntheseplatte mit der Zeit vom Knochen übernommen wird. Bei der Arthroplastik hingegen muß die mechanische Funktion vom Implantat voll und ganz, d. h. zu 100 % und im Idealfall lebenslänglich übernommen werden (50).

Ein Implantat kann somit nur dann dauerhaft im Knochen verankert bleiben, wenn sich zwischen Belastung, Überträger-substanz und Knochenstruktur ein biomechanisches steady state unter den Bedingungen der absoluten Fragmentruhe abspielt.

Dieser biomechanische Gleichgewichtszustand kann nach Prothesenimplantation um so rascher und dauerhafter erreicht werden, je geringer die Störung der ursprünglichen Biomechanik ist

und je weniger das eingebrachte Implantat selbst die Lastverteilung und -übertragung auf den Knochen stört: hierin besteht der deutliche Vorteil der Konzeption der die physiologischen Hüftdimensionen erhaltenden Schalenendoprothese gegenüber der Totalendoprothese der herkömmlichen Art.

Nur - Lockerungen sind auch bei dieser Prothesenform nicht zu vermeiden, wohingegen die Rückzugsmöglichkeiten auf Alternativoperationen positiv im Vordergrund stehen. Jedes starre Implantat, das als Festkörper mit hohem Elastizitätsmodul anzusehen ist, der wahlweise zementfrei - also rein mechanisch - oder mit Knochenzement - i.S.e. mechanischen Verzahnung ohne physikochemische molekulare Verbindung - implantiert werden kann, bewirkt im darunterliegenden Knochen eine sogenannte Streßprotektion, was im Laufe der Zeit mit der Ausbildung einer Knochenatrophie beantwortet wird: hierin liegt wahrscheinlich der hauptsächliche Nachteil der Schalenendoprothese, denn ihr fehlt der großflächige Implantat-Knochen-Kontakt, der zur kompensatorischen Aufrechterhaltung eines korrekten Implantatsitzes notwendig ist und wie sie die intramedullären Kraftüberträger der herkömmlichen Hüftendoprothesen verwirklichen.

Hierin ist wohl auch der Grund zu sehen, warum neben dem Inaugurator selbst nur wenige Epigonen das Prinzip der schalenendoprothetischen Versorgung weiterhin favorisieren. Die vorliegenden, hinsichtlich der Lockerungsrate recht unterschiedlichen Nachuntersuchungsergebnisse sind in ihrer eher negativen Bilanz dazu geeignet, das Verfahren in Mißkredit zu bringen.

Bei einer äußerst kritischen Indikationsstellung unter Berücksichtigung wesentlicher biomechanischer Kriterien kann aber mit der schalenendoprothetischen Versorgung jüngeren Patienten in sonst ausgeweglosen Fällen eine zeitüberbrückende Zwischenlösung angeboten werden. Dabei müssen - wie unsere experimentelle Studie zeigt - folgende Forderungen erfüllt werden:

Erfüllung einer optimalen, aber sehr schwierigen Operationstechnik, die nicht durch Jedermann zu verwirklichen ist, unter genauester biomechanischer Vorplanung und Erhaltung der physiologischen Hüftdimensionen. Weiterhin muß durch Schaffung eines homogenen Untergrundes - durch Abfräsen alles nekrotischen und degenerativ veränderten Knochenmaterials des Hüftkopfes bis zur leicht blutenden, gesunden Spontiosa - und die Bedingungen der postoperativen absoluten Fragmentruhe - d. h. womögliche Immobilisierung in der Frühphase der Implantateinheilung - das Nachwachsen von Knochen in die Vertiefungen der Knochen-Zement-Grenzfläche ermöglicht werden.

Der Sinn dieser speziellen operativen Versorgung muß sich jedoch darauf beschränken, Schmerzzustände zu beseitigen und kurzfristige Funktionsverbesserungen zu erzielen, was die meisten Patienten in sonst ausweglosen Situationen dankbar annehmen, wie unsere klinischen Nachuntersuchungen zeigen.

Ein dauerhaftes gutes funktionelles Ergebnis ist wohl nicht zu erbringen, was allerdings durch Untersuchung der Langzeitergebnisse noch erhärtet werden muß. Die persönliche Erfahrung des Operateurs, sowie die Ansprüche des eingehend und schonungslos aufgeklärten Patienten an die Operation spielen deswegen die alles entscheidende Rolle.

V. Zusammenfassung

Bei 25 Kaninchen wurde ein schalenendoprothetischer Ersatz der Hüftkopfgelenkfläche vorgenommen. 20 Tiere konnten nach einer Durchschnittsbeobachtungszeit von knapp 5 Monaten eingeschläfert und zu histopathologischen Untersuchungen zur Beurteilung der Knochenverhältnisse bzw. Veränderungen an der Knochen-Zement-Grenze unter der metallischen Kappe herangezogen werden.

Zuvor wurden neben klinischen Verlaufsstudien auch radiologische Kontrolluntersuchungen durchgeführt, außerdem den Kaninchen Tetracycline injiziert für spätere fluoreszenzmikroskopische Darstellungen des Knochenwachstums.

Die histopathologischen Ergebnisse wurden an Knochenschnitten gewonnen, die durch spezielle Präparation nach Entfernung der Kappenprothese den Knochen samt Knochenzement im erhaltenen Verbund zeigten. Dadurch wurde die Beurteilung der reaktiven Veränderungen an der Grenzschicht ermöglicht.

Der Knochen tolerierte den Implantationsprozeß gut und blieb vital. Abhängig von der postoperativen Tragzeit fanden wir unterschiedliche Gewebereaktionen, deren Ausmaß im zeitlichen Abstand von der Operation kontinuierlich abnahm, bis letztendlich wieder ein normaler Knochenstoffwechsel nach 2 - 3 Monaten stattfand.

Im Normalverlauf wuchsen die Knochentrabekel in die unregelmäßigen Vertiefungen der Zementinnenschicht ein, ohne Ausbildung einer dazwischengelagerten Bindegewebsschicht.

In Fällen, in denen Komplikationen auftraten, konnte eindeutig nachgewiesen werden, daß dort, wo kein initialer schlüssiger Kontakt zwischen Knochen und Knochenzement erreicht wurde bzw. biomechanisch unphysiologische Implantationen zu Mikroscherbewegungen an der Knochen-Zement-Grenzfläche führten, es

zur Ausbildung einer unterschiedlich dicken Bindegewebsschicht zwischen Knochen und Knochenzement kam. In Fällen, in denen das Implantat vollständig locker war, war diese Bindegewebsschicht evident.

Die fluoreszenzmikroskopischen Untersuchungen bewiesen eine Knochenneubildung direkt unterhalb der Knochen-Zement-Grenzschicht und zeigten gesunde Knochenstrukturen mit lebensfähigen Stoffwechsel- bzw. Umbauleistungen im gesamten coxalen Femurende.

Nach kritischer Einschränkung der Ergebnisse im Tierversuch erfolgte der Vergleich mit klinischen Ergebnissen bei Patienten der Staatlichen Orthopädischen Klinik, Harlaching, der Universität München.

Daraus ergaben sich folgende Forderungen: äußerst zurückhaltende Indikationsstellung, da ein dauerhaftes gutes funktionelles Ergebnis nicht zu erreichen ist, peinlichst genaue Operationsweise unter Beachtung wichtiger biomechanischer Kriterien und Herstellung eines initial festen Kontaktes zwischen Knochenzement und gesunder Spongiosa, wodurch eine absolute postoperative Fragmentruhe zur Ausbildung eines biomechanischen Gleichgewichtes zwischen Implantat, Zement und Knochen gewährleistet werden kann.

Nur bei optimaler Verwirklichung dieser Forderungen kann im besonderen Einzelfall beim Menschen - unter Voraussetzung einiger wichtiger biologischer Gegebenheiten - ein Ergebnis für einen allerdings begrenzten Zeitraum erzielt werden, wie es histologisch in unserem Tierversuch reproduzierbar war.

VI. Literaturnachweis

- (1) Aesculap: Die Original WAGNER. Werkprospekt Schalenendo-
prothesen für das Hüftgelenk nach WAGNER DBGM,
Aesculap-Werke-AG, Tuttlingen, Z. Orthop. 117/2 (1979)
144/145
- (2) Amstutz, H.C./Clarke, J.C./Christie, J./Graff-Radford, A.:
Total Hip Articular Replacement by Internal Eccentric
Shells. Clin. Orthop. 128 (1977) 261
- (3) Amstutz, H.C./Graff-Radford, A./Gruen, Th.A./Clarke, J.C.:
Tharries Surface Replacements: A Review of the First
100 Cases. Clin. Orthop. 134 (1978) 87
- (4) Aoki, T.: Triple Cup Arthroplasty of the Hip. Paper
presented at SICOT meeting, Kyoto, Japan (1978)
- (5) Bayne, S.C./Lautenschlager, E.P./Compere, C.L./Wilkes, R.:
Degree of Polymerisation of Bone Cement.
J. Biomed. Mat. Res. 9 (1975) 27
- (6) Biehl, G./Harms, J./Mäusle, E.: Tierexperimentelle und
histopathologische Untersuchungen über die Anpassungs-
vorgänge des Knochens nach der Implantation von "Trag-
rippenendoprothesen". Arch. Orthop. Unfall-Chir. 81
(1975) 105
- (7) Boutin, P.: Les prothèses totales de la hanche en alumine.
L'ancrage direct sans ciment dans 50 cas.
Rev. Chir. Orthop. 60 (1974) 233
- (8) Capello, W./Ireland, Ph.H./Traumell, T.R./Eicher, P.:
Conservative Total Hip Arthroplasty: A Procedure to
Conserve Bone Stock. Clin. Orthop. 134 (1978) 59
- (9) Charnley, J.: Anchorage of the Femoral Head Endoprosthesis
to the Shaft of the Femur. J. Bone. Jt. Surg. B-42
(1960) 28
- (10) Charnley, J.: Surgery of the Hip Joint.
Br. Med. J. I. (1960) 84
- (11) Charnley, J.: The Numerical Grading of Hips. Center for
hip surgery, Wrightington Hospital, UK. Internal publi-
cation No. 2 (1968)

- (12) Charnley, J.: The Reaction of Bone to Self-Curing Acrylic Cement. J. Bone. Jt. Surg. B-52 (1970) 340
- (13) Charnley, J.: Acrylic Cement in Orthopedic Surgery. Longon-Edinburgh: Livingstone (1970)
- (14) Cotta, H./Schulitz, K.-P.: Komplikationen der Hüftalloarthroplastik durch periartikuläre Gewebereaktionen. Arch. Orthop. Unfall-Chir. 69 (1970) 39
- (15) Debrunner, H.U.: Die Verträglichkeit von Polymethylmethacrylat. Z. Orthop. 83 (1953) 557
- (16) Debrunner, H.U.: Die Volumenänderungen von Knochenzementen während der Aushärtung. Arch. Orthop. Unfall-Chir. 81 (1975) 37
- (17) Diehl, K.: Zur Biomechanik der intramedullären Prothesenverankerung am coxalen Femurende. Habil. Schrift Homburg/Saar (1976)
- (18) Diehl, K./Gaitsch, R.: Der Einfluß von Varus- und Valgusform von Hüftendoprothesen auf die Kraftübertragung. I. Münchner Symposium für experimentelle Orthopädie (1979)
- (19) Diehl, K.: Der Krafteinfluß von Prothesen mit intramedullärer Stielverankerung auf das Femur. In (48): Grenzschnittprobleme der Verankerung von Implantaten unter besonderer Berücksichtigung von Endoprothesen. Hrsg. Jäger, M./Hackenbroch, M.H./Refior, J. (1980) 54
- (20) Draenert, K.: Histomorphology of the Boundary Surfaces of Bone And Acrylic Cement. In: Scanning Electron Microscopy, Eds.: Johari, O./Becker, R.P., Vol. II (1977) 229
- (21) Draenert, K./Rudigier, J.: Histomorphologie des Knochen-Zement-Kontaktes. Eine tierexperimentelle Phänomenologie der knöchernen Umbauvorgänge. Chirurg 49 (1978) 276
- (22) Draenert, K./Hofmann, H.: Die Verstärkung der Spongiosa unter der Schale. In: Symposium on Orthopedic Surgery: the Hip. München, Verlag Art & Science, Neubiberg (1979) 39
- (23) Draenert, K./Draenert, Y.: Histo-Morphologie des Knochen-Zement-Kontaktes. In (48): Grenzschnittprobleme, Hrsg. Jäger, M. (1980) 123

- (24) Draenert,K./Draenert,Y./Meuli,H.Ch./Müller,M.E.: Histo-
morphologie der Prothesenlockerung. Eine morphologische
Analyse der Gewebsreaktionen. Z. Orthop. 118 (1980) 584
- (25) Draenert,K.: Bericht über das Jahrestreffen der Hüft-
chirurgischen Gesellschaft der USA (Hip Society) in Las
Vegas 1981. In: Süddeutsche Zeitung Nr. 70, 25.03.1981,
S. 43
- (26) Draenert,K./Draenert,Y.: Möglichkeiten und Grenzen einer
zementfreien Verankerung von Endoprothesen. In: Die
zementlose Fixation von Hüftendoprothesen, Morscher,E.
(Hrsg.), (1983) 45
- (27) Ducheyne,P. et al.: The Mechanical Behaviour of Intra-
condylar Cancellous Bone of the Femur. 9th Annual Inter-
national Biomaterials Symposium, New Orleans (1977)
- (28) Eichler,J./Walter,F.: Ein Beitrag zur Fluoreszenz-
mikroskopie des Knochengewebes. Leitz-Mitt. Wiss. u.
Techn. Bd. IV, Nr. 4 (1967) 110
- (29) Feith,R.: Side Effects of Acrylic Cement Implanted into
Bone. Acta Orthop. Scand., Suppl. 161 (1975)
- (30) Freeman,M.A.R.: Total Surface Replacement Hip Arthro-
plasty. Editorial Comment. Clin. Orthop. 134 (1978) 2
- (31) Freeman,M.A.R.: Some anatomical and mechanical considera-
tions relevant to the surface replacement of the femoral
head. Clin. Orthop. 134 (1978) 19
- (32) Freeman,M.A.R./Cameron,H.U./Brown,G.C.: Cemented Double-
Cup Arthroplasty of the Hip: a 5 Year Experience With
the ICLH-Prosthesis. Clin.Orthop. 134 (1978) 45
- (33) Freeman,M.A.R.: Cemented Double-Cup Hip Replacement.
Paper presented at SICOT meeting, Kyoto, Japan (1978)
- (34) Freeman,M.A.R./Brown,G.C.: ICLH Cemented Double-Cup Hip
Replacement. Arch. Orthop. Traumat. Surg. 92 (1978) 191
- (35) Frost,H.M./Villanueva,A.R./Roth,H.: Tetracycline
Staining of Newly Forming Bone And Mineralizing Cartilage
in vivo. Stain. Technol. 35 (1960) 135
- (36) Furuya,K./Tsuchiya,M./Kawachi,S.: Socket-Cup Arthro-
plasty. Clin. Orthop. 134 (1978) 41

- (37) Gérard,Y./Ségal,Ph./Nedoucha,J.S.: L'arthroplastie de la hanche par cupules couplées. Rev. Chir. Orthop. (Suppl. II) 60 (1974) 281
- (38) Gérard,Y.: Hip Arthroplasty by Matching Cups. Clin. Orthop. 134 (1978) 25
- (39) Griss,P./Heimke,G./Sawai,K.: Morphologische Antwort auf mechanische Reize an den Grenzflächen von Prothesen (Beobachtungen im Tierexperiment). In (48): Grenzschichtprobleme ... Hrsg. Jäger,M. (1980) 43
- (40) Halawa,M./Lee,A.J.C. et al.: The Shear-Strength of Trabekular Bone And Some Factors Affecting the Shear-Strength of the Cement-Bone-Interface. Arch. Orthop. Traumat. Surg. 92 (1978) 19
- (41) Harms,J./Mittelmeier,H./Mäusle,E.: Tierexperimentelle und histopathologische Untersuchungen der Grenzschicht von Knochenzement mit Apatitbeimengungen. In (48): Grenzschichtprobleme ... Hrs. Jäger,M. (1980) 119
- (42) Harms,J./Mäusle,E.: Biokompatibilität von Implantaten in der Orthopädie, Hefte zur Unfallheilkunde 144 (1980)
- (43) Harris,W.H./Jackson,R.H./Jowsey,J.: The in-vivo Distribution of Tetracycline in Canine Bone. J.Bone Joint Surg. Am-44 (1962) 1308
- (44) Hedley,A.K./Clarke,J.C./Bloebaum,R.D./Moreland,J./Gruen,T./Coster,J./Amstutz,H.C.: Viability And Cement Fixation of the Femoral Head in Canine Hip Surface Replacement. The Hip: the C.V.Mosby Co., St. Louis (1979) 160
- (45) Hipp,E./Mang,W.: Die Bedeutung des Reinraumes für die Implantation der Alloarthroplastik. In: Symposium on Orthopedic Surgery: the Hip (1979) 41
- (46) Huggler,A.H./Jakob,H.A.C./Schreiber,A.: Biomechanische Analyse der Lockerung von Femurendoprothesen. Arch. Orthop. Traumat. Surg. 92 (1978) 261
- (47) Hungerford,D.S.: Bone Marrow Pressure And Venography And Core Dekompression in Ischemic Necrosis of the Femoral Head. In: The Hip. Proceedings of the 7th open scientific meeting of the Hip Society. C.V.Mosby Co., St. Louis (1979) 218

- (48) Jäger, M./Hackenbroch, M.H./Refior, J. (Hrsg.):
Grenzschichtprobleme der Verankerung von Implantaten
unter besonderer Berücksichtigung von Endoprothesen.
2. Münchner Symposion für experimentelle Orthopädie,
Thieme (1980)
- (49) Jakob, H.A.C./Huggler, A.H.: Experimentelle Spannungs-
analysen im menschlichen Oberschenkel-Knochen-Modell mit
und ohne Prothese. Technische Rundschau Sulzer
(Forschungsheft) (1978)
- (50) Jenny, H./Morscher, E.: Entwicklung und aktueller Stand
der isoelastischen Hüftendoprothese. In: Hüftgelenks-
endoprothetik, Aktueller Stand-Perspektiven,
Hrsg. Rahmzadeh, H./Faensen, M., Springer (1984) 159
- (51) Judet, J./Judet, R.: The Use of an Artificial Femoral Head
for Arthroplasty of the Hip Joint. J. Bone Joint Surg.
B-32 (1950) 166
- (52) Krempien, B. et al.: Remodelling Dynamics of Cortical
Bone Under the Influence of Ceramic Implants in Sheep.
Acta orthop. belg. 40 (1974) 624
- (53) Krompecher, S.: Die Knochenbildung. Jena: Fischer (1937)
zitiert nach: Manual der Osteosynthese, Ao-Technik,
2. Auflage (1977) 10
- (54) Kuner, E.H.: Gewebsreaktion an der Knochen-Zement-Grenze.
Verh. dtsh. orthop. Ges. 57 (1971) 355
- (55) Lange, M.: Orthopäd. chirurg. Operationslehre. Bergmann-
Verlag, München (1951)
- (56) Lange, M.: Arthrolyse und Arthroplastik. Verh. dtsh.
orthop. Ges. (39. Kongres 1951) 91 (1952) 62
- (57) Lee, A.J.C./Ling, R.S.M./Vangala, S.S.: Some Clinically
Relevant Variables Affecting the Mechanical Behaviour of
Bone Cement. Arch. Orthop. Traumat. Surg. 92 (1978) 1
- (58) Lindwer, J./van den Hoof, A.: The Influence of Acrylic on
The Femur of the Dog. Acta Orthop. Scand. 46 (1975) 657
- (59) Löppert, M.: Klinische Erfahrungen mit der Schalen-
endoprothese nach WAGNER. Persönl. Aufzeichnungen,
Publikation in Vorbereitung.

- (60) Mc Kee,G.K./Watson-Farrar,J.: Replacement of Arthritic Hips by the Mc Kee-Farrar Prosthesis. J. Bone Joint Surg. B-48 (1966) 245
- (61) Mendes,D.G. et al.: Total Surface Hip Replacement in the Dog: a Preliminary Study of Local Tissue Reaction. Clin. Orthop. 100 (1974) 256
- (62) Merle d'Aubigné,R./Canchroix,J./Ramadier,J.V.: Evaluation chiffrée de la fonction de la hanche. Application à l'étude des résultats des opérations mobilisatrices de la hanche. Révue d'orthopédie et de chirurgie de l'appareil moteur III 35 (1949) 541
- (63) Merle d'Aubigné,R.: Functional Results of Hip. Arthroplasty with Acrylic Prosthesis. J.Bone Joint Surg. Am-36 (1954) 451
- (64) Milch,R.A./Rall,D.P./Tobie,J.L.: Bone Localisation of the Tetracyclines. Nat. Cancer Inst. 19 (1957) 87
- (65) Milch,R.A./Rall,D.P./Tobie,J.L.: Fluorescence of Tetracycline Antibiotics in Bone, J.Bone Joint Surg. Am-40 (1958) 897
- (66) Mittelmeier,H./Singer,L.: Anatomische und histologische Untersuchungen von Arthroplastikgelenken mit Plexiglas-Endoprothesen. Arch. Orthop. Unfall-Chir. 48 (1956) 519
- (67) Mittelmeier,H.: Implantatwerkstoffe in der Orthopädie. MOT (Med. Orthop. Techn.) 4 (1976) 85
- (68) zitiert nach Mittelmeier,H.: Biomechanisch bedingte Grenzschichtreaktionen des Knochengewebes bei der Verankerung von Endoprothesen. In: Grenzschichtprobleme ... Hrsg.Jäger,M. (1980) 48
- (69) Moore,A.T.: The Moore Self-Locking Vitallium Prosthesis in Fresh Femoral Neck Fractures. Am. Acad. Orthop. Surg. 16 (1959) 309
- (70) Morscher,E. (Hrsg.): Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen. Springer Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo (1983)
- (71) Müller,M.E.: Die Gelenkplastiken am Hüftgelenk. Chir. Plast. Reconstr. 7 (1970) 59
- (72) Müller,M.E.: Total Hip Prosthesis. Clin. Orthop. 72 (1970) 46

- (73) Nishio,A./Eguchi,M./Kaibara,N.: Socket And Cup Surface Replacement of the Hip. Clin. Orthop. 134 (1978) 53
- (74) Oest,O./Müller,K./Hupfauer,W.: Die Knochenzemente. Enke Verlag Stuttgart (1975)
- (75) Paltrinieri,M./Trentani,C.: A Modification of the Hip Arthroprosthesis. La Chir. Org., IX (11) (1971) 85
- (76) Pauwels,F.: Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens. Morph. Jb. 95 (1954)
- (77) Pauwels,F.: Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. Z. Anat. Entw. Gesch. 121 (1960) 478
- (78) Pauwels,F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer (1965)
- (79) Perren,S.M./Ganz,R./Rüter,A.: Oberflächliche Knochenresorption um Implantate. MOT (Med. Orthop. Techn.) 95 (1975) 6
- (80) Perren,S.M./Cordey,J.: Die Gewebsdifferenzierung in der Frakturheilung. Unfallheilkunde 80 (1977) 161
- (81) Perren,S.M.: Physical And Biological Aspects of Fracture Healing With Special Reference to Internal Fixation. Clin. Orthop. 138 (1979) 175
- (82) Petersen,H., zitiert nach Draenert,K./Draenert,Y.: Histomorphologie des Hüftgelenks. In: Symposium on Orthopedic Surgery: The Hip. München (1979) 15
- (83) Pförringer,W./Rosemeyer,B./Bassermann,R.: Histomorphologische Untersuchungen der Knochen-Zement-Grenze bei Hüftschalenendoprothesen im Tierversuch. In: Grenzschichtprobleme ..., Hrsg. Jäger,M. (1980) 73
- (84) Pförringer,W./Rosemeyer,B./Bassermann,R./Löppert,M.: Surface Replacement of the Hip. Experimental Studies. Arch. Orthop. Traum. Surg. 98 (1981) 85
- (85) Prüssner,P./Lade,R./Zichner,L.: Comparing Investigations of Mechanical Loading Capacity of the Implant Bed With Test Bodies of Different Materials. The 10th Annual International Biomaterials Symposium, San Antonio, Texas (1978)

- (86) Rettig,H.: Die Hüftarthroplastik mit Spezialprothese.
Z. Orthop. 82 (1952) 290
- (87) Rettig,H./Weber,U./Brückmann,H./Rosenblatt,U./Hüttinger,
K.J.: Carbon as an Implantat Material in Orthopedic
Surgery. Arch. Orthop. Traumat. Surg. 94 (1979) 241
- (88) Roux,W.: Gesammelte Abhandlungen über die Entwicklungs-
mechanik der Organismen (Band I und II). Wilhelm Engel-
mann Verlag Leipzig (1895)
- (89) Rusdea,J./Happel,M.W.: Biomechanische Untersuchung einer
Double Cup Prothese als Hüftgelenksendoprothese. Modell
"Stenum". Wiss. Inf. d. Fa. Orthoplant, Bremen (1979)
- (90) Rusdea,J./Struck,M.: Indikation, Technik, Ergebnisse
einer neuen Schalenendoprothese bei Hüftkopfnekrose und
Coxarthrose jüngerer Patienten. Z. Orthop. 118 (1980) 595
- (91) Salzer,M./Knahr,K./Locke,H./Stärk,N.: Cement-free Bio-
ceramic Double-Cup Endoprosthesis of the Hip joint.
Clin. Orthop. 134 (1978) 80
- (92) Schenk,R.K./Willenegger,H.: Zum histologischen Bild der
sog. Primärheilung der Knochenkompakta nach experiment.
Osteotomien am Hund. Zitiert nach: Manual der Osteo-
synthese, AO-Technik. 2. Auflage (1977) 10
- (93) Schreiber,A./Jakob,H.A.C./Cserhati,M.D.: Die Reaktion
des Knochens auf die mechanischen Verhältnisse im Femur-
halsstumpf unter einem metallischen Cup. In: Grenz-
schichtprobleme ..., Hrsg. Jäger,M. (48) (1980) 68
- (94) Siahaan,T./Durbin,F.: Alloarthroplastische Erfahrungen
mit der Zweischalenprothese nach WAGNER. Akt. Traumatol.
10 (1980) 225
- (95) Smith-Petersen,M.N.: Arthroplasty of the Hip - A New
Method. J. Bone Joint Surg. 21 B (1939) 269
- (96) Smith-Petersen,M.N.: Evolution of the Mould Arthroplasty
of the Hip Joint. J. Bone Joint Surg. B-30 (1948) 59
- (97) Swanson,S.A.V.: Biomechanical Characteristics of Bone.
In: Advances in Biomedical Engineering. Kenedi,R.M. (Ed.)
Vol.I, New York, London, Academic Press (1971) 137
- (98) Swanson,S.A.V./Freeman,M.A.R. (übersetzt von Krahlf/
Roesler): Die wissenschaftlichen Grundlagen des Gelenk-
ersatzes. Springer Heidelberg, Berlin, New York

- (99) Tanaka,S.: Surface Replacement of the Hip joint.
Clin. Orthop. 134 (1978) 75
- (100) Thompson,F.R.: An Essay on the Development of Arthro-
plasty of the Hip. Clin. Orthop. 44 (1966) 73
- (101) Tillmann,K.: Kappenprothese Modell "Tillmann".
Wiss. Inf. d. interplanta GmbH, Waldemar Link, Hamburg
(1978) (Werksprospekt)
- (102) Trentani,C./Vaccharino,F.: The Paltrinieri-Trentani
Hip joint Resurface Arthroplasty. Clin. Orthop. 134
(1978) 36
- (103) Uhlinger,E./Puls,P.: Funktionelle Anpassung des Knochens
auf physiologische und unphysiologische Beanspruchung.
Fraktur Nagelung und Frakturverschraubung in morpholo-
gischer Sicht. Langenbecks Arch. Chir. 319 (1967) 362
- (104) Ungethüm,M.: Technologische und biomechanische Aspekte
der Hüft- und Kniealloarthroplastik. Aktuelle Probleme
in Chirurgie und Orthopädie, Bd. 9 (1978)
- (105) Ungethüm,M.: Fragebogen Sammelstudie "Schalenprothese
nach WAGNER", Aesculap-Werke-AG, Tuttlingen (1980)
- (106) Vernon-Roberts,B./Freeman,M.A.R.: Morphological And
Analytical Studies of the Tissue Adjacent to Joint
Prosthesis: Investigations into the Causes of Loosening
of Prosthesis. In: Engineering in Medicine Vol. II,
Springer Berlin, Heidelberg, New York (1976)
- (107) Wagner,H.: Der alloplastische Gelenkflächenersatz am
Hüftgelenk. Arch. Orthop. Unfall-Chir. 82 (1975) 101
- (108) Wagner,H.: Surface Replacement Arthroplasty of the Hip.
Clin. Orthop. 134 (1978) 102
- (109) Wagner,H.: Die Schalenendoprothese des Hüftgelenks -
Oberflächenersatz als Gelenkerhaltung. Orthopädie 8
(1979) 276
- (110) Wagner,H.: Die Schalenendoprothese des Hüftgelenks.
Symposium on Orthopedic Surgery: The Hip, München
(1979) 38
- (111) Wagner,H./Zeiler,G.: Idiopathische Hüftkopfnekrose -
Ergebnisse der intertrochanteren Osteotomie und der
Schalenprothese. Orthopädie 9 (1980) 290

- (112) Wagner, H.: Indikation und Ergebnisse der Schalenendoprothese, Erfahrungsbericht aus 8 Jahren.
In: Hüftgelenksendoprothetik - Aktueller Stand, Perspektiven, Hrsg. Rahmanzadeh, R./Faensen, M.
Springer Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo (1984) 131
- (113) Weber, U./Rettig, H.: Der Einsatz von Kohlenstoff als Herstellungsmaterial von Endoprothesen. Z. Orthop. 117 (1979) 268
- (114) Weller, S.: Operationstechnische Probleme beim Prothesenwechsel. In: Hüftgelenksendoprothetik, Aktueller Stand - Perspektiven, Hrsg. Rahmanzadeh, R./Faensen, M.
Springer Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo (1984) 209
- (115) Willert, H.-G./Puls, P.: Die Reaktion des Knochens auf Knochenzement bei der Alloarthroplastik der Hüfte.
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 33
- (116) Willert, H.-G.: Tissue Reactions Around Joint Implants And Bone Cement. In: Arthroplasty of the Hip.
Chapchal, G. (Ed.) Thieme (1973) 11
- (117) Willert, H.-G./Ludwig, J./Semlitsch, M.: Reaction of Bone to Methacrylate After Hip Arthroplasty. A Long-term Gross, Light Microscopic And Scanning Electron Microscopic Study. J. Bone Joint Surg. A-56 (1974) 1368
- (118) Wolff, J.: Das Gesetz der Transformation der Knochen.
Hirschwald, Berlin (1892)
- (119) Zichner, L./Prüssner, P./Doerre, E.: Grenzschichten um Endoprothesen aus Keramik im Tierversuch.
In (48): Grenzschichtprobleme ...,
Hrsg. Jäger, M. (1980) 36

VII. Anhang

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv. Doz. Dr. W. Pförringer und Herrn Prof. Dr. B. Rosemeyer, Oberärzte an der Staatlichen Orthopädischen Klinik der Universität München für die Überlassung des Themas, sowie für die Anleitung und stete Hilfsbereitschaft bei der Fertigstellung dieser Arbeit.

Sehr herzlich danke ich auch Herrn Prof. Dr. A. N. Witt, emeritierter Direktor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München und dessen Nachfolger Herrn Prof. Dr. M. Jäger für die Bereitstellung des Arbeitsplatzes.

Dank schulde ich auch Herrn Dr. R. Bassermann vom Pathologischen Institut der Universität München für die Aufbereitung der histologischen Präparate und die hilfreiche Unterstützung bei der Beurteilung derselben.

Außerdem gilt mein Dank allen Medizinisch-Technischen Assistenten und Tierpflegern, die durch ihre Mitarbeit an der technischen Seite dieser Arbeit sehr zum Gelingen beitrugen.

Lebenslauf

- 1956 12. Mai: geboren in München als erstes Kind des staatl. geprüften Augenoptikers Werner Löppert und seiner Frau Jutta, geb. Schachtschabel
- 1962 Herbst: Eintritt in die Volksschule an der Rotbuchenstraße, München
- 1966 Herbst: Eintritt in das neusprachliche Albert-Einstein-Gymnasium, München
- 1975 Juni: Abitur
- 1975 Wintersemester: Aufnahme des Medizinstudiums an der Ludwig-Maximilians-Universität, München
- 1977 August: Ärztliche Vorprüfung, München
- 1978 August: Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, München
- 1980 August: Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, München
- 1980/81 Oktober bis Februar: Erstes Trimester des Praktischen Jahres in der Staatlichen Orthopädischen Klinik der Universität, München-Harlaching
- 1981 Februar bis Mai: Zweites Trimester des Praktischen Jahres in der Medizinischen Klinik II, Klinikum Großhadern, München
- 1981 Juni bis September: Drittes Trimester des Praktischen Jahres im Operativen Zentrum des Städtischen Krankenhauses München-Neuperlach
- 1981 Oktober: Schriftlicher Teil des Dritten Abschnitts der Ärztlichen Prüfung, München
- 1981 November: Mündlicher Teil des Dritten Abschnitts der Ärztlichen Prüfung, München
- 1982/83 Februar 82 bis April 83: Ableistung des Wehrdienstes als Stabs- und Truppenarzt im Lehr-Sanitäts-Bereich der Akademie des Sanitäts- und Gesundheitswesens der Bundeswehr, München
- 1983 Mai: Beginn der chirurgischen Ausbildung in der Chirurgischen Klinik Dr. Rinecker, München

Seitdem bin ich in o.g. Klinik als Assistenzarzt tätig und strebe eine Ausbildung zum Arzt für Chirurgie oder Orthopädie an.

